

VŠB – Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

Srovnávací studie účinnosti metod extrakce neinvazivního
plodového EKG na datech z klinické praxe
A Comparative Study of the Efficacy of Non-Invasive Fetal
ECG Extraction Methods using Data from Clinical Practice

VŠB - Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

Zadání diplomové práce

Student: **Bc. Veronika Vicianová**

Studijní program: N2649 Elektrotechnika

Studijní obor: 3901T009 Biomedicínské inženýrství

Téma: Srovnávací studie účinnosti metod extrakce neinvazivního plodového EKG na datech z klinické praxe
A Comparative Study of the Efficacy of Non-Invasive Fetal ECG Extraction Methods using Data from Clinical Practice

Jazyk vypracování: čeština

Zásady pro vypracování:

Předmětem diplomové práce je objektivní stanovení účinnosti jednotlivých metod extrakce neinvazivního plodového EKG (dále jen NI-fEKG), kterým se v současné době věnuje celosvětový výzkum v oblasti monitorování a zpracování NI-fEKG. Srovnávací studie bude provedena výhradně na reálných datech z klinické praxe. Bohužel řada významných publikací prezentuje dobrou účinnost metod extrakce NI-fEKG na syntetických datech, přičemž na reálných datech jsou tyto metody neefektivní. Primárním cílem této diplomové práce je objevný srovnání jednotlivých metod dle doporučení přijatém v rámci „Noninvasive Fetal ECG: the PhysioNet/Computing in Cardiology Challenge“ a obdobných studií z této oblasti.

Postup řešení:

1. Klasifikace metod extrakce NI-fEKG.
2. Detailní klasifikace a popis dostupných databází NI-fEKG pro potřeby srovnávací studie. Primárně budou využita data s anotacemi pro objektivní verifikaci účinnosti jednotlivých metod.
3. Detailní rozbor hodnocených aspektů a metodiky hodnocení (tzv. Challenge Events and Scoring) definovaného v rámci Computing in Cardiology Challenge 2013, diskuze výsledků a případných nedostatků a limitací této výzvy (zejména hodnocení pomocí HRE a RRE) a návrh na zlepšení evaluačního systému.
4. Realizace srovnávací studie účinnosti vybraných metod extrakce NI-fEKG na vybraných datech z klinické praxe.
5. Kritické posouzení stanovené účinnosti metod extrakce NI-fEKG s dostupnými vědeckými výsledky na syntetických i reálných datech.
6. Diskuze dosažených výsledků.

Seznam doporučené odborné literatury:

- [1] BEHAR, Joachim, et al. A practical guide to non-invasive foetal electrocardiogram extraction and analysis. *Physiological measurement*. 2016, 37(2016), R1-R35. Print ISSN: 0967-3334. DOI:10.1088/0967-3334/37/5/R1.
- [2] BEHAR, Joachim, Julien OSTER a Gari D. CLIFFORD. Non-invasive FECG extraction from a set of abdominal sensors. In: *Computing in Cardiology 2013*. Zaragoza, Spain: IEEE, 2013. p. 297-300. Print ISBN: 978-1-4799-0884-4. Print ISSN: 0276-6574.
- [3] BEHAR, Joachim, et al. A comparison of single channel fetal ECG extraction methods. *Annals*

of biomedical engineering. 2014, 42(6), 1340-53. ISSN: 0090-6964 (print version).
doi: 10.1007/s10439-014-0993-9.

[4] CLIFFORD, Gari D., et al. Non-invasive fetal ECG analysis. *Physiological measurement*. 2014, 35(8), 1521-36. Print ISSN: 0967-3334. doi: 10.1088/0967-3334/35/8/1521.

[5] SILVA, Ikaro, et al. Noninvasive fetal ecg: the physionet/computing in cardiology challenge 2013. In: *Computing in Cardiology Conference (CinC)*, 2013. Zaragoza, Spain: IEEE, 2013. p. 149-152. Print ISBN: 978-1-4799-0884-4. Print ISSN: 0276-6574.

[6] LIPPONEN, Jukka A.; TARVAINEN, Mika P. Principal component model for maternal ECG extraction in fetal QRS detection. *Physiological measurement*. 2014, 35(8), 1637-48. Print ISSN: 0967-3334. doi: 10.1088/0967-3334/35/8/1637.

[7] ANDREOTTI, Fernando, et al. Maternal signal estimation by Kalman filtering and template adaptation for fetal heart rate extraction. In: *Computing in Cardiology Conference (CinC)*, 2013. Zaragoza, Spain: IEEE, 2013. p. 193-196. Print ISBN: 978-1-4799-0884-4. Print ISSN: 0276-6574.

Formální náležitosti a rozsah diplomové práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

Vedoucí diplomové práce: **doc. Ing. Radek Martinek, Ph.D.**

Konzultant diplomové práce: Ing. René Jaroš
Ing. Radana Kahánková

Datum zadání: 01.09.2018

Datum odevzdání: 30.04.2019



doc. Ing. Jiří Koziolek, Ph.D.
vedoucí katedry



prof. Ing. Pavel Brandštetter, CSc.
děkan fakulty

Prohlášení

„Prohlašuji, že jsem tuto diplomovou práci vypracovala samostatně. Uvedla jsem všechny literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpala.“

V Ostravě dne 30.4.2019

.....*Viciana*.....

Poděkování

Ráda bych touto cestou poděkovala vedoucímu své diplomové práce panu doc. Ing. Radku Martinkovi, Ph.D. za odborné vedení, podnětné připomínky a čas strávený nad touto prací. Dále chci poděkovat svým dvěma konzultantům: panu Ing. Renému Jarošovi za cenné rady v oblasti programování v prostředí MATLAB a Ing. Radaně Kahánkové za profesionální kontrolu závěrečného znění práce.

Abstrakt

Hlavní náplní této práce je srovnávací studie hybridních extrakčních metod neinvazivního fetálního elektrokardiogramu. Pro přesnější stanovení efektivity metod je zde představen nový evaluační systém fungující na podobném principu, jaký je využíván u přístrojů v klinické praxi. Úspěšnost extrakce je v této práci stanovena určením délek jednotlivých segmentů elektrokardiografické křivky a vzájemným porovnáváním jejich morfologie. Protože posouzení účinnosti extrakce na syntetických datech je často zavádějící, byly v této práci metody porovnávány výhradně dle dosažených výsledků na reálných signálech z klinické praxe. Metody jsou srovnávány s referencí na základě Bland-Altmanovy analýzy a stanovení statistických parametrů ACC, Se, PPV a F1.

Klíčová slova

Extrakce neinvazivního fetálního elektrokardiogramu, hybridní metody, analýza nezávislých komponent, rekurzivní optimální adaptace, vlnková transformace, adaptivní neuro-fuzzy interferenční systém, srovnávací studie.

Abstract

This thesis introduces a comparative study of hybrid methods for extraction of non-invasive fetal electrocardiograms (fECGs). In order to assess the effectiveness of each method more precisely, a new evaluation system is proposed. The system is inspired by the devices used in clinical practice; the efficacy is determined by evaluating the lengths of the individual segments of the fECG waveform and comparing their morphology. Since the assessment of the extraction quality using synthetic data is often misleading, the dataset used in this thesis was composed solely from the real signals from the clinical practice. The direct fECG was used as the reference; the statistics includes Bland-Altman analysis and determination of quality parameters such as ACC, Se, PPV, and F1.

Key words

Noninvasive fetal electrocardiogram extraction, hybrid methods, independent component analysis, recursive least square, wavelet transform, adaptive neurofuzzy interference system, comparative study.

Obsah

Seznam použitých symbolů a zkratk	9
Seznam obrázků	11
Seznam tabulek	16
Úvod	21
1 Metody monitorování plodu	23
1.1 Snímání plodového EKG	24
2 Interpretace intrapartální fetální monitorace	27
2.1 Doporučení FIGO	27
2.2 ST analýza	28
2.3 Analýza QT intervalu	30
3 Metody extrakce plodového EKG z abdominálního záznamu	32
3.1 Neadaptivní metody	32
3.2 Adaptivní metody	34
3.3 Hybridní metody	35
4 Veřejně dostupné databáze neinvazivního plodového EKG	37
4.1 Computing in Cardiology Challenge 2013	38
5 Hodnocení kvality extrakce fEKG	40
5.1 Střední kvadratická chyba (MSE a RMSE)	40
5.2 Poměr signálu k šumu (SNR)	40
5.3 Procentuální střední kvadratický rozdíl (PRD)	41
5.4 Senzitivita	41
5.5 Pozitivně prediktivní hodnota (PPV)	41
5.6 Přesnost (ACC)	41
5.7 F1 skóre	42
5.8 Bland-Altmanova analýza	42
6 Detekce vln a kmitů v EKG	44
6.1 Detekce QRS komplexu	44
6.1.1 Detektor Pan a Tompkins	44
6.1.2 Vlnková transformace	44
6.2 Detekce P vlny a T vlny	45
7 Návrh evaluačního algoritmu	47
8 Srovnávací studie účinnosti metod	56

8.1	Stanovení tepové frekvence	56
8.2	Stanovení STAN	60
8.3	Délka a trend QT intervalu.....	62
8.4	Délka a trend PQ segmentu	65
8.5	Délka a trend ST úseku	67
8.6	Délka a trend QRS komplexu.....	69
8.7	Délka a trend P vlny	71
8.8	Délka a trend T vlny.....	73
8.9	Morfologie fEKG cyklů	75
9	Shrnutí a diskuze dosažených výsledků	79
9.1	Porovnání výsledků se současnými studiemi	80
Závěr		82
Literatura		83
Seznam příloh.....		92

Seznam použitých symbolů a zkratek

μ	Střední hodnota
σ	Směrodatná odchylka
ACC	Přesnost (%) (Accuracy)
ADALINE	Adaptivní lineární neuron (Adaptive Linear Neuron)
ADFECGDB	Databáze abdominálního a invazivního EKG plodu
ANFIS	Adaptivní neuro-fuzzy interferenční systém (Adaptive Neuro Fuzzy Inference System)
ANN	Umělé neuronové sítě (Artificial Neural Network)
BMI	Index tělesné hmotnosti (Body Mass Index)
BMUS	Britská společnost pro ultrazvuk v medicíně (British Medical Ultrasound Society)
BSS	Separace slepých zdrojů (Blind Source Separation)
DaISy	Databáze pro identifikaci systémů (Database for the Identification of Systems)
EKG	Elektrokardiogram
FIGO	Mezinárodní federace gynekologie a porodnictví (International Federation of Gynecology and Obstetrics)
FIR	Filtr s konečnou impulsovou odezvou (Finite Impulse Response)
FN	Falešně negativní (False negative)
FP	Falešně pozitivní (False positive)
FTF	Rychlý transversální filtr (Fast Transversal Filter)
ICA	Analýza nezávislých komponent (Independent Component analysis)
IFPO	Intrapartální fetální pulsní oxymetrie (Intrapartal Fetal Pulse Oximetry)
IUP	Intrauterinní tlak (Intrauterine Pressure)
KTG	Kardiotokografie
LMS	Metoda nejmenších středních čtverců (Least Mean Square)
MSE	Střední kvadratická chyba (Mean Squared Error)
NiBP	Neinvazivní krevní tlak (Noninvasive Blood Pressure)
NIFECGDB	Databáze neinvazivního elektrokardiogramu plodu
NI-fEKG	Neinvazivní elektrokardiografie plodu
PCA	Analýza hlavních komponent (Principal Component Analysis)
PPV	Pozitivně prediktivní hodnota (%) (Positive Predictive Value)
PRD	Percentage root difference (%)
QTc	Opravený QT interval
RLS	Rekurzivní optimální adaptace (Recursive Least Square)

SNR	Poměr signálu k šumu (dB) (Signal-to-noise Ratio)
SpO2	Saturace krve kyslíkem
SQUID	Supravodivé kvantové interferenční zařízení (Superconducting Quantum Interference Device)
SSOG	Švédská společnost porodnictví a gynekologie (Swedish Society of Obstetrics and Gynecology)
STAN	ST analýza
SVD	Dekompozice singulárních hodnot (Singular Value Decomposition)
TP	Skutečně pozitivní (True Positive)
UZV	Ultrazvuk
WT	Vlnková transformace (Wavelet Transform)
bpm	Údery za minutu (Beats per Minute)
fQRS	QRS komplex plodu
fEKG	Elektrokardiografie plodu
fHR	Tepová frekvence plodu
mQRS	QRS komplex matky
mEKG	Elektrokardiografie matky

Seznam obrázků

Obr. 1 – Neinvazivní monitory fEKG: 1. Monica AN 24, 2. Monica Novii Wireless Patch Systém, 3. Meridian M110, 4. Nemo Fetal Monitoring Systém, 5. Avalon CL	24
Obr. 2 – invazivní monitory fEKG: 1. STAN S31, 2. STAN S41	25
Obr. 3 – Příklad Bland-Altmanova grafu	43
Obr. 4 – Vývojový diagram algoritmu pro detekci parametrů a statistickou analýzu fEKG	48
Obr. 5 – Vykreslení referenčního a filtrovaného signálu v čase (přiblíženo), metoda: ICA-ANFIS	49
Obr. 6 – Příklad výstupu STAN monitoru	50
Obr. 7 – Příklad porovnání tepových frekvencí a STAN v čase, metoda: ICA-ANFIS	50
Obr. 8 – Příklad zobrazení zprůměrovaných cyklů s parametry, metoda: ICA-ANFIS	52
Obr. 9 – Uživatelské rozhraní aplikace pro porovnání filtrovaného a referenčního fEKG	54
Obr. 10 – Uživatelské rozhraní aplikace pro statistickou analýzu	55
Obr. 11 – Porovnání časových průběhů tepových frekvencí referenčního a filtrovaného signálu r01 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS, c) ICA-ANFIS-WT, d) ICA-RLS-WT	58
Obr. 12 – Porovnání tepových frekvencí referenčního a filtrovaného signálu r01 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS, c) ICA-ANFIS-WT, d) ICA-RLS-WT	59
Obr. 13 – Porovnání ST analýz referenčního a filtrovaného signálu r01 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS, c) ICA-ANFIS-WT, d) ICA-RLS-WT	61
Obr. 14 – Porovnání délek QT intervalů u referenčního a filtrovaného signálu r01 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS, c) ICA-ANFIS-WT, d) ICA-RLS-WT	63
Obr. 15 – Porovnání křivek QT intervalů u referenčního a filtrovaného signálu r01 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS, c) ICA-ANFIS-WT, d) ICA-RLS-WT	64
Obr. 16 – Porovnání délek PQ segmentů referenčního a filtrovaného signálu r01 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS	66
Obr. 17 – Porovnání křivek PQ segmentů referenčního a filtrovaného signálu r01 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS	66
Obr. 18 – Porovnání délek ST segmentů referenčního a filtrovaného signálu r01 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS	68
Obr. 19 – Porovnání křivek ST segmentů referenčního a filtrovaného signálu r01 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS	68
Obr. 20 – Porovnání délek QRS komplexů referenčního a filtrovaného signálu r01 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS	70
Obr. 21 – Porovnání křivek QRS komplexů referenčního a filtrovaného signálu r01 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS	70
Obr. 22 – Porovnání délek P vln referenčního a filtrovaného signálu r01 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS	72
Obr. 23 – Porovnání křivek P vln referenčního a filtrovaného signálu r01 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS	72
Obr. 24 – Porovnání délek T vln referenčního a filtrovaného signálu r01 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS	74

Obr. 25 – Porovnání křivek T vln referenčního a filtrovaného signálu r01 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS	74
Obr. 26 – Porovnání morfologie a vyznačených parametrů referenčního a filtrovaného signálu r01 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS, c) ICA-ANFIS-WT, d) ICA-RLS-WT	77
Obr. 27 – Porovnání morfologie referenčního a filtrovaného signálu r01 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS, c) ICA-ANFIS-WT, d) ICA-RLS-WT	78
Obr. 28 – Porovnání časových průběhů tepových frekvencí referenčního a filtrovaného signálu r02 pro jednotlivé metody: a) ICA ANFIS, b) ICA-RLS, c) ICA-ANFIS-WT, d) ICA-RLS-WT	II
Obr. 29 – Porovnání tepových frekvencí referenčního a filtrovaného signálu r02 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS, c) ICA-ANFIS-WT, d) ICA-RLS-WT	III
Obr. 30 – Porovnání časových průběhů tepových frekvencí referenčního a filtrovaného signálu r05 pro jednotlivé metody: a) ICA ANFIS, b) ICA-RLS, c) ICA-ANFIS-WT, d) ICA-RLS-WT	IV
Obr. 31 – Porovnání tepových frekvencí referenčního a filtrovaného signálu r05 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS, c) ICA-ANFIS-WT, d) ICA-RLS-WT	V
Obr. 32 – Porovnání časových průběhů tepových frekvencí referenčního a filtrovaného signálu r08 pro jednotlivé metody: a) ICA ANFIS, b) ICA-RLS, c) ICA-ANFIS-WT, d) ICA-RLS-WT	VI
Obr. 33 – Porovnání tepových frekvencí referenčního a filtrovaného signálu r08 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS, c) ICA-ANFIS-WT, d) ICA-RLS-WT	VII
Obr. 34 – Porovnání časových průběhů tepových frekvencí referenčního a filtrovaného signálu r09 pro jednotlivé metody: a) ICA ANFIS, b) ICA-RLS, c) ICA-ANFIS-WT, d) ICA-RLS-WT	VIII
Obr. 35 – Porovnání tepových frekvencí referenčního a filtrovaného signálu r09 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS, c) ICA-ANFIS-WT, d) ICA-RLS-WT	IX
Obr. 36 – Porovnání ST analýz referenčního a filtrovaného signálu r02 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS, c) ICA ANFIS-WT, d) ICA-RLS-WT	XI
Obr. 37 – Porovnání ST analýz referenčního a filtrovaného signálu r05 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS, c) ICA ANFIS-WT, d) ICA-RLS-WT	XII
Obr. 38 – Porovnání ST analýz referenčního a filtrovaného signálu r08 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS, c) ICA ANFIS-WT, d) ICA-RLS-WT	XIII
Obr. 39 – Porovnání ST analýz referenčního a filtrovaného signálu r09 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS, c) ICA ANFIS-WT, d) ICA-RLS-WT	XIV
Obr. 40 – Porovnání délek QT intervalů u referenčního a filtrovaného signálu r02 pro jednotlivé metody: a) ICA ANFIS, b) ICA-RLS, c) ICA-ANFIS-WT, d) ICA-RLS-WT	XVII
Obr. 41 – Porovnání křivek QT intervalů u referenčního a filtrovaného signálu r02 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS, c) ICA-ANFIS-WT, d) ICA-RLS-WT	XVIII
Obr. 42 – Porovnání délek QT intervalů u referenčního a filtrovaného signálu r05 pro jednotlivé metody: a) ICA ANFIS, b) ICA-RLS, c) ICA-ANFIS-WT, d) ICA-RLS-WT	XIX
Obr. 43 – Porovnání křivek QT intervalů u referenčního a filtrovaného signálu r05 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS, c) ICA-ANFIS-WT, d) ICA-RLS-WT	XX
Obr. 44 – Porovnání délek QT intervalů u referenčního a filtrovaného signálu r08 pro jednotlivé metody: a) ICA ANFIS, b) ICA-RLS, c) ICA-ANFIS-WT, d) ICA-RLS-WT	XXI
Obr. 45 – Porovnání křivek QT intervalů u referenčního a filtrovaného signálu r08 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS, c) ICA-ANFIS-WT, d) ICA-RLS-WT	XXII

Obr. 46 – Porovnání délek QT intervalů u referenčního a filtrovaného signálu r09 pro jednotlivé metody: a) ICA ANFIS, b) ICA-RLS, c) ICA-ANFIS-WT, d) ICA-RLS-WT	XXIII
Obr. 47 – Porovnání křivek QT intervalů u referenčního a filtrovaného signálu r09 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS, c) ICA-ANFIS-WT, d) ICA-RLS-WT	XXIV
Obr. 48 – Porovnání délek PQ segmentů referenčního a filtrovaného signálu r02 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS	XXVII
Obr. 49 – Porovnání křivek PQ segmentů referenčního a filtrovaného signálu r02 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS	XXVII
Obr. 50 – Porovnání délek PQ segmentů referenčního a filtrovaného signálu r05 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS	XXVIII
Obr. 51 – Porovnání křivek PQ segmentů referenčního a filtrovaného signálu r05 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS	XXVIII
Obr. 52 – Porovnání délek PQ segmentů referenčního a filtrovaného signálu r08 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS	XXIX
Obr. 53 – Porovnání křivek PQ segmentů referenčního a filtrovaného signálu r08 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS	XXIX
Obr. 54 – Porovnání délek PQ segmentů referenčního a filtrovaného signálu r09 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS	XXX
Obr. 55 – Porovnání křivek PQ segmentů referenčního a filtrovaného signálu r09 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS	XXX
Obr. 56 - Porovnání délek ST segmentů referenčního a filtrovaného signálu r02 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS	XXXIII
Obr. 57 – Porovnání křivek ST segmentů referenčního a filtrovaného signálu r02 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS	XXXIII
Obr. 58 – Porovnání délek ST segmentů referenčního a filtrovaného signálu r05 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS	XXXIV
Obr. 59 – Porovnání křivek ST segmentů referenčního a filtrovaného signálu r05 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS	XXXIV
Obr. 60 – Porovnání délek ST segmentů referenčního a filtrovaného signálu r08 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS	XXXV
Obr. 61 – Porovnání křivek ST segmentů referenčního a filtrovaného signálu r08 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS	XXXV
Obr. 62 – Porovnání délek ST segmentů referenčního a filtrovaného signálu r09 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS	XXXVI
Obr. 63 – Porovnání křivek ST segmentů referenčního a filtrovaného signálu r09 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS	XXXVI
Obr. 64 – Porovnání délek QRS komplexů referenčního a filtrovaného signálu r02 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS	XXXIX
Obr. 65 – Porovnání křivek QRS komplexů referenčního a filtrovaného signálu r02 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS	XXXIX
Obr. 66 – Porovnání délek QRS komplexů referenčního a filtrovaného signálu r05 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS	XL

Obr. 67 – Porovnání křivek QRS komplexů referenčního a filtrovaného signálu r05 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS	XL
Obr. 68 – Porovnání délek QRS komplexů referenčního a filtrovaného signálu r08 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS	XLI
Obr. 69 – Porovnání křivek QRS komplexů referenčního a filtrovaného signálu r08 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS	XLI
Obr. 70 – Porovnání délek QRS komplexů referenčního a filtrovaného signálu r09 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS	XLII
Obr. 71 – Porovnání křivek QRS komplexů referenčního a filtrovaného signálu r09 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS	XLII
Obr. 72 – Porovnání délek P vln referenčního a filtrovaného signálu r02 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS	XLV
Obr. 73 – Porovnání křivek P vln referenčního a filtrovaného signálu r02 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS	XLV
Obr. 74 – Porovnání délek P vln referenčního a filtrovaného signálu r05 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS	XLVI
Obr. 75 – Porovnání křivek P vln referenčního a filtrovaného signálu r05 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS	XLVI
Obr. 76 – Porovnání délek P vln referenčního a filtrovaného signálu r08 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS	XLVII
Obr. 77 – Porovnání křivek P vln referenčního a filtrovaného signálu r08 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS	XLVII
Obr. 78 – Porovnání délek P vln referenčního a filtrovaného signálu r09 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS	XLVIII
Obr. 79 – Porovnání křivek P vln referenčního a filtrovaného signálu r09 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS	XLVIII
Obr. 80 – Porovnání délek T vln referenčního a filtrovaného signálu r02 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS	LI
Obr. 81 – Porovnání křivek T vln referenčního a filtrovaného signálu r02 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS	LI
Obr. 82 – Porovnání délek T vln referenčního a filtrovaného signálu r05 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS	LII
Obr. 83 – Porovnání křivek T vln referenčního a filtrovaného signálu r05 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS	LII
Obr. 84 – Porovnání délek T vln referenčního a filtrovaného signálu r08 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS	LIII
Obr. 85 – Porovnání křivek T vln referenčního a filtrovaného signálu r08 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS	LIII
Obr. 86 – Porovnání délek T vln referenčního a filtrovaného signálu r09 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS	LIV
Obr. 87 – Porovnání křivek T vln referenčního a filtrovaného signálu r09 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS	LIV

Obr. 88 – Porovnání morfologie a vyznačených parametrů referenčního a filtrovaného signálu r02 pro jednotlivé metody: a) ICA ANFIS, b) ICA-RLS, c) ICA-ANFIS-WT, d) ICA-RLS-WT	LVII
Obr. 89 – Porovnání morfologie referenčního a filtrovaného signálu r02 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS, c) ICA ANFIS WT, d) ICA-RLS-WT	LVIII
Obr. 90 – Porovnání morfologie a vyznačených parametrů referenčního a filtrovaného signálu r05 pro jednotlivé metody: a) ICA ANFIS, b) ICA-RLS, c) ICA-ANFIS-WT, d) ICA-RLS-WT	LIX
Obr. 91 – Porovnání morfologie referenčního a filtrovaného signálu r05 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS, c) ICA ANFIS WT, d) ICA-RLS-WT	LX
Obr. 92 – Porovnání morfologie a vyznačených parametrů referenčního a filtrovaného signálu r08 pro jednotlivé metody: a) ICA ANFIS, b) ICA-RLS, c) ICA-ANFIS-WT, d) ICA-RLS-WT	LXI
Obr. 93 – Porovnání morfologie referenčního a filtrovaného signálu r08 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS, c) ICA ANFIS WT, d) ICA-RLS-WT	LXII
Obr. 94 – Porovnání morfologie a vyznačených parametrů referenčního a filtrovaného signálu r09 pro jednotlivé metody: a) ICA ANFIS, b) ICA-RLS, c) ICA-ANFIS-WT, d) ICA-RLS-WT	LXIII
Obr. 95 – Porovnání morfologie referenčního a filtrovaného signálu r09 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS, c) ICA ANFIS WT, d) ICA-RLS-WT	LXIV

Seznam tabulek

Tab. 1 – Srovnání systémů pro měření fEKG	25
Tab. 2 – Doporučení FIGO2015 pro intrapartální plodový monitoring	28
Tab. 3 – Doporučení pro hodnocení ST analýzy	29
Tab. 4 – Přehled neadaptivních metod extrakce fEKG z abdominálního záznamu	32
Tab. 5 – Přehled adaptivních metod extrakce fEKG z abdominálního záznamu	34
Tab. 6 – Přehled hybridních metod extrakce fEKG z abdominálního záznamu	35
Tab. 7 – Seznam databází použitých v Computing in Cardiology Challenge 2013	38
Tab. 8 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při měření tepové frekvence statistickými parametry	57
Tab. 9 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při výpočtu ST analýzy statistickými parametry	60
Tab. 10 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při měření délky QT intervalu statistickými parametry	62
Tab. 11 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při porovnání křivek v úseku QT intervalu statistickými parametry	62
Tab. 12 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při měření délky PQ segmentu statistickými parametry	65
Tab. 13 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při porovnání křivek v úseku PQ segmentu statistickými parametry	65
Tab. 14 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při měření délky ST segmentu statistickými parametry	67
Tab. 15 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při porovnání křivek v úseku ST segmentu statistickými parametry	67
Tab. 16 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při měření délky QRS komplexu statistickými parametry	69
Tab. 17 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při porovnání křivek v úseku QRS komplexu statistickými parametry	69
Tab. 18 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při měření délky P vlny statistickými parametry	71
Tab. 19 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při porovnání křivek v úseku P vlny statistickými parametry	71
Tab. 20 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při měření délky T vlny statistickými parametry	73
Tab. 21 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při porovnání křivek v úseku T vlny statistickými parametry	73
Tab. 22 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při porovnání křivek v úseku celého okna statistickými parametry	76
Tab. 23 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při porovnání křivek v úseku Pon-Toff statistickými parametry	76
Tab. 24 – Průměrné hodnoty statistických parametrů při porovnání tepových frekvencí napříč všemi signály	80

Tab. 25 – Průměrné hodnoty statistických parametrů při porovnání ST analýz napříč všemi signály .	81
Tab. 26 – Průměrné hodnoty statistických parametrů při porovnání délek QT intervalu napříč všemi signály	81
Tab. 27 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při měření tepové frekvence na signálu r02 statistickými parametry	I
Tab. 28 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při měření tepové frekvence na signálu r05 statistickými parametry	I
Tab. 29 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při měření tepové frekvence na signálu r08 statistickými parametry	I
Tab. 30 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při měření tepové frekvence na signálu r09 statistickými parametry	I
Tab. 31 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při výpočtu ST analýzy na signálu r02 statistickými parametry	X
Tab. 32 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při výpočtu ST analýzy na signálu r05 statistickými parametry	X
Tab. 33 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při výpočtu ST analýzy na signálu r08 statistickými parametry	X
Tab. 34 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při výpočtu ST analýzy na signálu r09 statistickými parametry	X
Tab. 35 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při měření délky QT intervalu na signálu r02 statistickými parametry	XV
Tab. 36 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při měření délky QT intervalu na signálu r05 statistickými parametry	XV
Tab. 37 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při měření délky QT intervalu na signálu r05 statistickými parametry	XV
Tab. 38 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při měření délky QT intervalu na signálu r08 statistickými parametry	XV
Tab. 39 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při porovnání křivek v úseku QT intervalu na signálu r02 statistickými parametry	XVI
Tab. 40 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při porovnání křivek v úseku QT intervalu na signálu r05 statistickými parametry	XVI
Tab. 41 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při porovnání křivek v úseku QT intervalu na signálu r08 statistickými parametry	XVI
Tab. 42 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při porovnání křivek v úseku QT intervalu na signálu r09 statistickými parametry	XVI
Tab. 43 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při měření délky PQ segmentu na signálu r02 statistickými parametry	XXV
Tab. 44 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při měření délky PQ segmentu na signálu r05 statistickými parametry	XXV
Tab. 45 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při měření délky PQ segmentu na signálu r08 statistickými parametry	XXV
Tab. 46 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při měření délky PQ segmentu na signálu r09 statistickými parametry	XXV

Tab. 47 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při porovnání křivek v úseku PQ segmentu na signálu r02 statistickými parametry	XXVI
Tab. 48 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při porovnání křivek v úseku PQ segmentu na signálu r05 statistickými parametry	XXVI
Tab. 49 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při porovnání křivek v úseku PQ segmentu na signálu r08 statistickými parametry	XXVI
Tab. 50 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při porovnání křivek v úseku PQ segmentu na signálu r09 statistickými parametry	XXVI
Tab. 51 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při měření délky ST segmentu na signálu r02 statistickými parametry	XXXI
Tab. 52 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při měření délky ST segmentu na signálu r05 statistickými parametry	XXXI
Tab. 53 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při měření délky ST segmentu na signálu r08 statistickými parametry	XXXI
Tab. 54 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při měření délky ST segmentu na signálu r09 statistickými parametry	XXXI
Tab. 55 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při porovnání křivek v úseku ST segmentu na signálu r02 statistickými parametry	XXXII
Tab. 56 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při porovnání křivek v úseku ST segmentu na signálu r05 statistickými parametry	XXXII
Tab. 57 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při porovnání křivek v úseku ST segmentu na signálu r08 statistickými parametry	XXXII
Tab. 58 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při porovnání křivek v úseku ST segmentu na signálu r09 statistickými parametry	XXXII
Tab. 59 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při měření délky QRS komplexu pro signál r02 statistickými parametry	XXXVII
Tab. 60 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při měření délky QRS komplexu pro signál r05 statistickými parametry	XXXVII
Tab. 61 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při měření délky QRS komplexu pro signál r08 statistickými parametry	XXXVII
Tab. 62 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při měření délky QRS komplexu pro signál r09 statistickými parametry	XXXVII
Tab. 63 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při porovnání křivek v úseku QRS komplexu pro signál r02 statistickými parametry	XXXVIII
Tab. 64 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při porovnání křivek v úseku QRS komplexu pro signál r05 statistickými parametry	XXXVIII
Tab. 65 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při porovnání křivek v úseku QRS komplexu pro signál r08 statistickými parametry	XXXVIII
Tab. 66 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při porovnání křivek v úseku QRS komplexu pro signál r09 statistickými parametry	XXXVIII
Tab. 67 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při měření délky P vlny pro signál r02 statistickými parametry	XLIII

Tab. 68 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při měření délky P vlny pro signál r05 statistickými parametry	XLIII
Tab. 69 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při měření délky P vlny pro signál r08 statistickými parametry	XLIII
Tab. 70 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při měření délky P vlny pro signál r09 statistickými parametry	XLIII
Tab. 71 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při porovnání křivek v úseku P vlny pro signál r02 statistickými parametry	XLIV
Tab. 72 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při porovnání křivek v úseku P vlny pro signál r05 statistickými parametry	XLIV
Tab. 73 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při porovnání křivek v úseku P vlny pro signál r08 statistickými parametry	XLIV
Tab. 74 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při porovnání křivek v úseku P vlny pro signál r09 statistickými parametry	XLIV
Tab. 75 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při měření délky T vlny pro signál r02 statistickými parametry	XLIX
Tab. 76 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při měření délky T vlny pro signál r05 statistickými parametry	XLIX
Tab. 77 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při měření délky T vlny pro signál r08 statistickými parametry	XLIX
Tab. 78 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při měření délky T vlny pro signál r09 statistickými parametry	XLIX
Tab. 79 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při porovnání křivek v úseku T vlny pro signál r02 statistickými parametry	L
Tab. 80 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při porovnání křivek v úseku T vlny pro signál r05 statistickými parametry	L
Tab. 81 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při porovnání křivek v úseku T vlny pro signál r08 statistickými parametry	L
Tab. 82 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při porovnání křivek v úseku T vlny pro signál r09 statistickými parametry	L
Tab. 83 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při porovnání křivek v úseku celého okna pro signál r02 statistickými parametry	LV
Tab. 84 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při porovnání křivek v úseku celého okna pro signál r05 statistickými parametry	LV
Tab. 85 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při porovnání křivek v úseku celého okna pro signál r08 statistickými parametry	LV
Tab. 86 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při porovnání křivek v úseku celého okna pro signál r09 statistickými parametry	LV
Tab. 87 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při porovnání křivek v úseku Pon-Toff pro signál r02 statistickými parametry	LVI
Tab. 88 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při porovnání křivek v úseku Pon-Toff pro signál r05 statistickými parametry	LVI

Tab. 89 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při porovnání křivek v úseku Pon-Toff pro signál r08 statistickými parametry	LVI
Tab. 90 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při porovnání křivek v úseku Pon-Toff pro signál r09 statistickými parametry	LVI

Úvod

Tato diplomová práce je zaměřena na porovnání vybraných hybridních metod extrakce fetálního elektrokardiogramu (dále jen fEKG) z transabdominálního záznamu. V současné době se stále více výzkumů ([1], [2], [3], [4]) zaměřuje na tento typ problematiky, nicméně i přesto je neinvazivní monitorování a vyhodnocování fEKG pozadu oproti monitorování a vyhodnocování EKG dospělých jedinců.

Nejpřesnější metoda pro monitorování a vyhodnocování fEKG je invazivní skalpovou elektrodou. Ta s sebou ale přináší různá omezení: lze ji provádět jen během porodu (po prasknutí plodových vaků a odečtení plodové vody), je nekomfortní pro matku i dítě a může pro ně být i riziková (např. komplikace v podobě zanesení infekce) [5]. Na druhou stranu je fEKG zdrojem podstatných informací o stavu dítěte, který lze vyhodnotit podobně, jako u EKG dospělého jedince. U fEKG se vždy vyhodnocuje srdeční frekvence plodu (fHR, z angl. fetal heart rate). Doplnující informace lze získat zkoumáním morfologie EKG křivky [5].

V klinické praxi je zvykem fHR vyhodnocovat z běžně používaných neinvazivních metod, například kardiokografie (KTG). Jako neinvazivní metoda ale KTG dosahuje poměrně malé přesnosti [1]. Pro zpřesnění diagnostiky je v současné době využíváno právě invazivní monitorování fEKG, u kterého se dále podrobněji zkoumá morfologie fEKG křivky, konkrétně např. poměr T/QRS známější jako STAN (ST analýza) [6], [7]. Cílem současných studií ([1], [2], [3], [4]) je dosáhnout extrakce fEKG z abdominálního záznamu přesné natolik, aby bylo možné provést analýzu morfologie se stejnou přesností, jako při invazivním monitorování.

Signál naměřený z abdominálních elektrod obsahuje jak mateřský elektrokardiogram (dále mEKG), tak fEKG. Problémem při extrakci fEKG signálu spočívá především v zanedbatelné amplitudě signálu fEKG oproti amplitudě mEKG (nízké SNR), v překrývání spekter obou signálů a v přidaném šumu v podobě myopotenciálů matky i dítěte, dýchacích pohybů, pohybů střev, dělohy atd. [8]...

Další překážkou pro současný výzkum je zoufalý nedostatek veřejně dostupných databází s kvalitními abdominálními nahrávkami. Současné databáze poskytují buď příliš krátké záznamy, nebo příliš znehodnocené šumem a artefakty [2]. V ideálním případě by k abdominálním nahrávkám měla být přiřazena i současně pořízená reference v podobě signálu ze skalpové elektrody. Často proto autoři studií pro testování svých algoritmů využívají syntetických nahrávek. Výhoda spočívá v namodelování libovolných stresových situací, patologických stavů, rozmístění elektrod, gestačního stáří plodu atp. [2].

Cílem této práce je otestovat a statisticky vyhodnotit efektivitu hybridních filtračních metod, které v současnosti vykazují nejlepší výsledky. Hodnocení bude provedeno na datech z klinické praxe a dle systému hodnocení výzvy Computing in Cardiology Challenge 2013. Dílčím cílem této práce je tento evaluační systém vylepšit a navrhnout novou metodiku pro hodnocení. Pro výpočet míry efektivit filtrace bude provedena Bland-Altmanova analýza, doplněná o vypočtené parametry ACC, PPV, senzitivitu a F1.

Tato diplomová práce je rozdělena na teoretickou a praktickou část. Do teoretické části spadají kapitoly 1-5. V první kapitole jsou představeny možnosti invazivního i neinvazivního monitorování plodu společně s jejich výhodami/nevýhodami. Tato část je rozšířena o současné možnosti snímání fEKG a vzájemně srovnává některé komerční přístroje. Ve druhé kapitole jsou rozepsána doporučení FIGO, jedná se o mezinárodní doporučené hodnocení KTG a fEKG záznamu, která detailně stanovují změny, které už lze považovat za patologické. Ve třetí kapitole jsou klasifikovány metody extrakce

fEKG z abdominálního záznamu. Součástí této sekce je stručná rešerše odkazující na studie, které metody pro tento účel otestovaly. Čtvrtá kapitola nabízí podrobný přehled současně veřejně dostupných databází NI-fEKG a poskytuje informace o události Computing in Cardiology Challenge 2013, která byla průlomovým mezníkem v této problematice. Pátá kapitola představuje přehled statisticky nepoužívanějších metod pro hodnocení NI-fEKG. V šesté kapitole je sepsána stručná rešerše nepoužívanějších algoritmů pro detekci jednotlivých vln a kmitů v EKG záznamu. Touto rešerší je uzavřena teoretická část.

Sedmá kapitola představuje návrh algoritmu pro vylepšení evaluačního procesu extrakce fEKG z abdominálního záznamu. Součástí je podrobný popis jednotlivých bloků vývojového diagramu algoritmu a ukázka grafického uživatelského rozhraní. V osmé kapitole je vytvořený algoritmus použitý pro statistickou analýzu testovaných hybridních metod na datech z klinické praxe. Součástí je vyhodnocení metod pro jednotlivé testované parametry. Devátá kapitola poskytuje sumarizaci výsledků z pohledu efektivity jednotlivých metod na daných parametrech fEKG křivky, z hlediska účinnosti metod celkově a srovnání těchto skutečností s výsledky ze současných studií.

1 Metody monitorování plodu

Monitoraci plodu je nezbytné provádět především z důvodu včasného odhalení patologických a život ohrožujících stavů. Metody monitorování plodu lze rozdělit na předporodní (antepartální) a na metody používané během porodu (intrapartální). Předporodní metody bývají většinou neinvazivní, aby nedošlo k ohrožení matky a dítěte infekcí [5]. Během porodu se většinou využívá invazivních monitoračních metod, a to z důvodu snadnější dostupnosti a lepší kvality záznamu [9]. V současné klinické praxi se v předporodním období nejčastěji využívá KTG a ultrazvuk (UZV). Pomocí KTG lze sledovat fHR, tedy tepovou frekvenci plodu (kardiotachogram) a stahy dělohy (tokogram) [10]. Pro měření pH lze odebírat během porodu krev z hlavičky (SALING metoda) [11], [12]. Zdravotní stav plodu během porodu je možné zhodnotit také pulsní oxymetrií [13].

Předporodní neinvazivní metody:

1. Transabdominální KTG – funguje na principu dopplerovského ultrazvuku, novější přístroje jsou schopny zobrazit záznam i když má pacientka vyšší hodnotu BMI. Běžně se vyšetření provádí přibližně od 32. týdne těhotenství [10].
2. Vyšetření ultrazvukem – hypoxii lze zjistit měřením množství plodové vody nebo měřením průtoku cév pupečnicku a plodu [14]. Vyšetření ultrazvukem mimo zjištění těhotenství u ženy je pravidelně prováděno asi od 5. týdne těhotenství, kdy se zjišťuje uložení plodu v děloze a počet zárodků. Pro ultrazvuková vyšetření v těhotenství existují přísná pravidla pro dodržování mechanického a tepelného indexu a doby vystavení působení ultrazvuku v závislosti na nich. Obecně se nedoporučuje vyšší tepelný index než 3 a vyšší mechanický index než 0,7, a to pro jakkoli krátké vyšetření [14]. Doporučení vydala Britská společnost pro ultrazvuk v medicíně (BMUS Guidelines for the safe use of diagnostic ultrasound equipment 2010), uvedené směrnice jsou doporučovány také Evropskou komisí pro bezpečnost ultrazvuku v medicíně [14].
3. Fetální magnetokardiografie – detekce magnetického pole srdce prostřednictvím SQUID senzorů, dosahuje většího odstupu signálu od šumu (SNR) a má vyšší rozlišovací schopnost než CTG a fEKG. Umožňuje detekovat změny QT i ST intervalu. Nevýhodou je vysoká cena a nutnost kvalifikovaného personálu [15].
4. Fetální fonokardiografie – Lze použít jako doplňkovou metodu monitorování. Dle [16] jej lze použít pro měření intenzity srdečních ozev a síly srdeční svaloviny, dle dalších studií lze také z fonokardiogramu zjistit poměr krevního tlaku levé a pravé strany srdce plodu z ozvy S2 (viz [17]), lze naměřit signál kontrakcí dělohy, polohu plodu atd. [18], [19].

Metody monitorování plodu během porodu:

1. Stetoskop – používá se pouze k orientačnímu určení stavu plodu. Před použitím stetoskopu je nutné nejprve určit polohu dítěte – ultrazvukem nebo pohmatem [10].
2. Transvaginální KTG – tato metoda je známá svou vysokou senzitivitou (tj. procentuální hodnota, s níž metoda správně odhalí pozorovaný jev), na druhou stranu je nevýhodou její nízká specifita (tj. schopnost metody správně detekovat případy, u nichž jev nenastává). Senzitivitou a specificitou metody se zabývali autoři studie [12].
3. Měření pH (SALING) – probíhá odběrem krve z hlavičky plodu, lze ji provést opět až po odtoku plodové vody. Pomocí pH se stanoví acidita organismu. Pokud je zvýšená, vzniká podezření na hypoxii. Více o metodě například v [11] a [12].

4. Intrapartální fetální pulsní oxymetrie (IFPO) – probíhá na principu klasické pulsní oxymetrie (použití dvou diod o frekvencích 660 nm a 920 nm) a měří se na hlavičce plodu během porodu [13].

1.1 Snímání plodového EKG

Monitorování fEKG lze provádět buď invazivně skalpovou elektrodou během porodu, nebo neinvazivně abdominálními elektrodami. Neinvazivní měření slouží především k určení fHR doplněného o stahy dělohy. Invazivní monitorování slouží k podrobnému posouzení morfologie fEKG křivky (STAN, délka QT intervalu) např. při podezření na hypoxii plodu [20].

Příkladem přístroje pro neinvazivní měření a analýzu fEKG je Monica AN 24 nebo novější verze Monica Novii Wireless Patch System, oba od firmy GE Healthcare (do které od roku 2017 spadá Monica Healthcare), [21], [22]. Další známý neinvazivní monitor Meridian M110 vyrábí firma MindChild Medical [23]. Specifickým přístrojem v této kategorii je Avalon CL od společnosti Philips, který využívá tři snímače: jeden pro ultrazvukové snímání pohybů dítěte a fHR, druhý pro tokografické snímání stahů dělohy a mateřského pulsu a třetí pro mEKG a fEKG [25].

Podle informací uvedených v katalogích daných firem už všechny současné systémy lze použít u pacientek s vysokou hodnotou BMI (Body Mass Index). Hlavní výhodou bezdrátových systémů je, že je lze používat i ve sprše bez nutnosti přelepování elektrod. Primárním úkolem těchto neinvazivních měření je monitorování fHR a mHR pomocí EKG elektrod a monitorování děložních stahů snímáním elektromyografických signálů. Na Obr. 1 jsou zobrazeny některé komerční přístroje pro neinvazivní měření a analýzu fEKG [21], [22], [23], [24], [25].



Obr. 1 – Neinvazivní monitory fEKG: 1. Monica AN 24, 2. Monica Novii Wireless Patch Systém, 3. Meridian M110, 4. Nemo Fetal Monitoring Systém, 5. Avalon CL

Invazivní přístroje pro přesnou diagnostiku morfologie fEKG křivky vyrábí firma Neoventa Medical. Jejimi nejznámějšími přístroji jsou STAN S21, STAN S31 a nejnovější přenosný model STAN S41. Ukázky těchto přístrojů jsou zobrazeny na Obr. 2, [6], [7]. Přístroje mají také k dispozici možnost neinvazivního KTG měření, takže zobrazují průběhy kontrakcí dělohy, fHR i STAN pro vzájemné porovnání, na které je kladen důraz v doporučení FIGO (více v kapitole 2.2), [6], [7].

Možnosti invazivních i neinvazivních systémů pro měření fEKG sumarizuje Tab. 1. Z neinvazivních systémů svými funkcemi vyniká Avalon CL, který je oproti ostatním možné použít pro monitorování dvojčat i trojčat a navíc poskytuje informaci o NiBP a SpO₂ matky. Z invazivních systémů je nejmodernější STAN S41, u kterého je možný provoz na akumulátor a opět nabízí měření fHR dokonce i trojčat.



Obr. 2 – invazivní monitory fEKG: 1. STAN S31, 2. STAN S41

Tab. 1 – Srovnání systémů pro měření fEKG

Název přístroje	Výrobce	Bezdrátový	Výhody	Měřené parametry
Invazivní				
Monica AN 24 [21]	GE Healthcare	ANO	Vhodné i pro pacienty s vysokým BMI. Použití ve sprše.	fEKG, mEKG, stahy dělohy
Monica Novii Wireless Patch Systém [22]	GE Healthcare	ANO	Vhodné i pro pacienty s vysokým BMI. Použití ve sprše.	fEKG, mEKG, stahy dělohy
Meridian M110 [23]	MindChild Medical	NE	Vhodné i pro pacienty s vysokým BMI.	fEKG, mEKG, stahy dělohy
Nemo Fetal Monitoring Systém [24]	Nemo Healthcare	ANO	Vhodné i pro pacienty s vysokým BMI. Použití ve sprše.	fHR, mHR, stahy dělohy
Avalon CL [25]	Philips	ANO	Snímání dvojčat i trojčat. Použití ve sprše.	fEKG, mEKG, stahy dělohy, intrauterinní tlak (IUP), mateřské NiBP a SpO ₂

Neinvazivní				
STAN S21	Neoventa Medical	NE	První invazivní monitor svého druhu.	fEKG, STAN, mateřské vitální funkce
STAN S31 [6]	Neoventa Medical	NE	Obsahuje protokoly pro centrální a dálkové ovládání. Kompatibilita s centrálními monitory.	fEKG, STAN, mateřské vitální funkce, výpočet STV ¹ ,
STAN S41 [7]	Neoventa Medical	ANO	Přenosný, provoz na baterii.	fEKG, STAN, IUP, ultrazvukové měření fHR trojčet

¹ **STV** (Short Term Variation) vyjadřuje změnu srdečního rytmu plodu v krátkém časovém úseku. Aktuální délka RR intervalu je porovnávána s průměrnou délkou, která je neustále přepočítávána. STV vyjadřuje střední hodnotu jejich rozdílu.

2 Interpretace intrapartální fetální monitorace

V této kapitole je nastíněna metodika vyhodnocování KTG a fEKG záznamu. O tato doporučení, která byla vydána pro účely usnadnění a sjednocení hodnocení fetální monitorace lékaři, se opírají také automatické algoritmy přístrojů z klinické praxe pro vyhodnocení fEKG (např. STAN S31 a STAN S41).

2.1 Doporučení FIGO

V současné době v oblasti monitorování plodu platí doporučení FIGO² z roku 2015 [28], které upravuje předchozí z roku 1987. Tato doporučení se týkají zejména hodnocení KTG, a to parametrů jako je bazální frekvence, variabilita, akcelerace, decelerace a kontrakce. Hodnocení zpravidla provádí lékař nebo porodní asistentka. V následujícím shrnutí bude uveden význam jednotlivých parametrů [20], [27]:

1. Bazální frekvence – průměrná hodnota srdeční frekvence, která je posuzována v desetiminutových časových úsecích.
2. Variabilita – oscilace srdeční frekvence plodu, vyjádřené průměrnou šířkou pásma amplitudy signálu během jednodominutových segmentů.
3. Akcelerace – rychlý vzestup srdeční frekvence nad hodnotu bazální frekvence o více než 15 bpm a trvání více než 15 s, ale méně než 10 min.
4. Decelerace – pokles fHR o více než 15 bpm trvající déle než 15 s.
 - Ranné decelerace nastávají při kontrakcích dělohy. Decelerace jsou mělké, krátkodobé a s normální variabilitou. Jev nastává pravděpodobně v důsledku komprese hlavy plodu a neznáčí acidózu/hypoxii plodu.
 - Variabilní decelerace vykazují rychlý pokles (méně než 30 s), mají tvar písmene V a také se vztahují ke kontrakcím dělohy.
 - Pozdní decelerace – mají tvar písmene U, omezenou variabilitu a nastávají více než 20 s po začátku kontrakce.
 - Prolongované decelerace – trvají déle než 3 minuty, s tepem nižším než 80 bpm a sníženou variabilitou bývají často spojeny s fetální hypoxií/acidózou a vyžadují okamžité řešení.
5. Sinusoida – pravidelný, hladký, zvlněný signál, probíhající 3-5 krát za minutu, bez výskytu akcelerací a trvající déle než 30 minut.
6. Kontrakce – postupný vzestup děložní aktivity a její následný symetrický pokles. Trvání kontrakcí je asi 45-120 s.

Po posouzení záznamů dochází k jejich klasifikaci do tříd: normální, suspektní, patologický. Ke klasifikaci dochází v souladu s Tab. 2 [28]. Záznam by měl být hodnocen alespoň jednou za 30 minut [1].

Dřívější doporučení z r. 1987, které bylo nahrazeno současným v r. 2015, bylo především odlišné v horní hranici fyziologické bazální frekvence (149 bpm) a navíc byla uvedena informace o přesném

² Mezinárodní federace gynekologie a porodnictví **FIGO** (angl.. International Federation of Gynecology and Obstetrics) se zabývá spojováním odborníků z oblasti gynekologie a porodnictví za účelem dosáhnout co nejlepších výsledků v oblasti psychického, mentálního, reprodukčního a sexuálního zdraví. Rozsah členů federace současně dosahuje asi 130 zemí a teritorií [26].

počtu akcelerací pro jednotlivé klasifikační třídy. Současné doporučení počet akcelerací považuje na méně důležitý [30].

Tab. 2 – Doporučení FIGO2015 pro intrapartální plodový monitoring

	Normální	Suspektní	Patologické
Bazální frekvence	110-160 bpm	Chybí alespoň jeden znak normality a zároveň se nevyskytují patologické znaky.	< 100 bpm
Variabilita	5-25 bpm		Redukovaná variabilita, vzrostlá variabilita, sinusoida po dobu > 30 min.
Decelerace	Absence repetitivních ³ decelerací.		Repetitivní pozdní nebo prolongované decelerace po dobu > 30 min (nebo 20 min pokud je redukovaná variabilita). Decelerace po dobu > 5 min.
Interpretace	Neexistující hypoxie/acidóza.	Nízká pravděpodobnost hypoxie/acidózy.	Vysoká pravděpodobnost hypoxie/acidózy.
Klinický management	Není nutný žádný zákrok pro zlepšení stavu okysličení plodu.	Je nutná akce pro odvrácení reverzibilních změn, podrobné monitorování, přídatné metody.	Okamžitý zákrok pro odvrácení reversibilních změn, použití přídatných metod. Pokud toto není možné, urychlení porodu. Při akutních situacích okamžitě ukončit porod.

Stejnou problematikou se také v Evropě zabývá společnost Swedish Society of Obstetrics and Gynecology (SSOG), která vydala nejnovější doporučení v roce 2017. Zajímavou srovnávací studii porovnávající doporučení SSOG2017, FIGO2015 a FIGO1987 (se kterým souvisí doporučení STAN z r. 2007) provedli autoři článku [20], kde popisují, jak změny v mezních hodnotách parametrů ovlivnily klasifikaci skupiny náhodně vybraných záznamů.

2.2 ST analýza

V dnešní době je již potvrzen vliv fetální hypoxie na ST segment fEKG [30]. Změny ST úseku probíhají zejména v iniciální fázi hypoxie. Na hypoxii plod odpoví zvýšením T vlny své EKG křivky, což je způsobeno vyplavením adrenalinu, anaerobním metabolismem myokardu a množstvím glykogenu k tomu spotřebovaného. Jako podstatná je brána změna poměru T/QRS o 0,1 a více. Změny mohou být epizodické (periodicky se opakující) nebo stabilní (trvající více než 10 minut). Charakteristika změn souvisí s délkou vystavení hypoxickému stresu a kompenzačními schopnostmi plodu, a proto musí být doplněna současným záznamem KTG. ST analýza poskytuje detailnější informaci o závažnosti stavu v okamžiku jeho změny [29], [30].

³ Decelerace jsou **repetitivní** pokud jsou spojeny s více než 50 % kontrakcí. Absence akcelerací při porodu má v současné době nejasný význam.

Podstatnými podmínkami pro použití automatické ST analýzy je gestační stáří alespoň 36 týdnů a při počátku měření nesmí plod vykazovat známky hypoxie. Indikací pro monitorování STAN přístrojem je většinou rizikové těhotenství, ženy se suspektním KTG záznamem před porodem nebo ve velmi rané fázi porodu, vyvolání porodu, urychlení porodu oxytocinem aj.. Naopak kontraindikací je intrauterinní infekce nebo srdeční vady plodu, které by mohly ovlivnit morfologii jeho EKG křivky [31].

Podle doporučení hodnocení ST analýzy vydaného v roce 2007 Amer-Wahlinem [33], později převzatého společností Neoventa Medical pro vytvoření průvodce hodnocením, jsou definovány 3 ST události (angl. ST events). Při zjištění některé z těchto událostí se na záznamu objeví marker v daném čase. Přehled doporučení pro hodnocení ST analýzy nabízí Tab. 3 [33].

Tab. 3 – Doporučení pro hodnocení ST analýzy

ST událost	Normální KTG	Intermediární KTG	Abnormální KTG	Preterminální KTG
Epizodický T/QRS nárůst	Očekávaný průběh, pokračuje monitorování.	> 0,15	> 0,10	Okamžitý porod.
Nárůst bazální linie T/QRS		> 0,10	> 0,05	
Bifázický ST		3 bifázické záznamy ⁴	2 bifázické záznamy	

V tabulce jsou uvedeny 4 klasifikační skupiny, které vychází z doporučení FIGO pro hodnocení KTG z roku 1987. V současné době již bylo vydáno nové hodnocení FIGO 2015 (viz kapitola 2.1 Doporučení FIGO), které mírně pozměňuje doporučení původní, a proto může docházet k nerozhodnosti při hodnocení obou záznamů. Touto skutečností se zabývali autoři článku [20].

ST události:

1. Epizodický T/QRS nárůst – poměr T/QRS se zvyšuje, ale po určité době se vrací zpět do normálu. To může být způsobeno např. nárůstem amplitudy T vlny. Pokud se hodnota poměru zvýší nad 0,10, je plod vystaven krátkodobé hypoxii. Tento jev je způsoben chvilkovým využíváním anaerobního metabolismu plodu namísto aerobního metabolismu. Na obrazovce ST analyzátoru se projeví zvýšením polohy křížků a jejich opětovným poklesem k bazální linii.
2. Nárůst bazální linie T/QRS – znamená dlouhodobé zvýšení T/QRS poměru. Pokud je bazální linie zvýšena po dobu delší než 10 minut a hodnota zvýšení překračuje 0,05, je plod vystaven hypoxii. Na obrazovce se projeví jako trvalé zvýšení polohy křížků.
3. Bifázicita ST úseku – představuje klesající průběh ST úseku. Je hodnocena třemi stupni:
 - a) ST úsek je celý nad bazální linií
 - b) ST úsek je částečně nad a částečně pod bazální linií
 - c) ST úsek je celý pod bazální linií

Bifázicita ST úseku znamená, že plod již není schopen nedostatek kyslíku kompenzovat anaerobním metabolismem a je nutné neprodleně ukončit porod.

⁴ Časová prodleva mezi bifázickými záznamy by měla být hodnocena ve spojitosti s KTG vzorem a klinickou situací.

Princip ST analýzy:

Následující poznatky byly čerpány z publikací [32] a [33]. Plodové EKG je snímáno invazivně skalpovou elektrodou, záznam je doplněn o KTG, které je snímáno transabdominálně. Monitor zobrazuje srdeční frekvenci plodu a stahy dělohy (KTG) doplněné o hodnoty poměru T/QRS v úzkých časových intervalech. Ze třiceti po sobě jdoucích srdečních úderů je vytvořena průměrná EKG křivka, ze které je právě určován T/QRS poměr. Ten je vypočítán jako podíl amplitudy vlny T a amplitudy QRS komplexu. Jednotlivé hodnoty je zvykem zaznamenávat křížkem. V případě ST události je navíc v daném čase zobrazen marker. Záznam je většinou doplněn o informaci o srdeční frekvenci plodu, o zobrazení průměrného fEKG a o tzv. log panel (záznamový panel), který zobrazuje detaily o jednotlivých ST událostech.

Doporučení pro správné použití ST analýzy je spustit přístroj v první fázi porodu. Nutnou podmínkou je neexistující podezření na hypoxii plodu. Pro správnou funkci algoritmu je doporučeno spustit monitorování při normální variabilitě KTG a neměnné izolinii. Ihned po spuštění začne algoritmus přístroje vypočítávat průměrné fEKG, které následně slouží jako vzor pro zhodnocení změn fEKG v čase.

Limitace ST analýzy:

- 1) Plod vykazuje známky hypoxie na začátku monitorování – přístroj na stav nemusí zareagovat zaznamenáním ST události, protože nebude vypočítán patřičný poměr T/QRS (bude vytvořen špatný základ pro bazální linii).
- 2) Intrauterinní infekce – infekce není detekovatelná ST událostmi na STAN monitoru, protože nemusí způsobovat hypoxii plodu.
- 3) Poloha plodu – pokud je skalpová elektroda umístěna na zadeček plodu, bude zaznamenané fEKG vykazovat opačnou polaritu, a v důsledku se může stát, že přístroj detekuje např. bifázický ST segment. Z tohoto důvodu obsahuje přístroj tzv. „breech mode“, který záznam invertuje.
- 4) Vyšší fHR než 170 bpm – pokud je tepová frekvence vyšší než 170 bpm, může dojít ke splnutí T vlny a P vlny následujícího srdečního cyklu, což může STAN zaznamenat jako ST událost z důvodu změny amplitudy T vlny.
- 5) Záznam mEKG namísto fEKG – může nastat při špatném umístění fetální elektrody (např. na děložní čípek) nebo při neexistujícím srdečním rytmu plodu. Tuto chybu ale lze odhalit: mEKG se projeví absencí P vlny a tepová frekvence bude typicky nižší, shodná s tepovou frekvencí matky.
- 6) Srdeční abnormality plodu – srdeční malformace nebo poruchy rytmu ovlivňují tvar fEKG křivky. Proto monitorování pomocí STAN v těchto případech není doporučeno.
- 7) Přerušení monitorování po dobu delší než 4 minuty – pro tyto případy je v přístroji nainstalován alarm. Po zaznění alarmu je nutné zhodnotit předchozí záznam KTG, protože je porušen výpočet bazální linie poměru T/QRS. Pokud je KTG záznam fyziologický, je možné v ST analýze pokračovat.

2.3 Analýza QT intervalu

V kardiologii je QT intervalem nazývána doba v srdečním cyklu od počátku vlny Q do konce vlny T. Tento úsek představuje depolarizaci a repolarizaci komor. Protože srdeční rytmus je proměnlivý, pro stanovení délky QT intervalu se využívají tzv. korekce (QTc). Korekcí může být např. Bazzetova formule, která se využívá častěji u novorozenců, Fridericiova formule a Sagieova formule.

Délka fyziologického QT intervalu je pro muže stanovena v rozmezí 431-450 ms a pro ženy 451-470 ms. Fyziologický QT interval plodu je kratší a nezávislý na pohlaví [29]. Délka QT intervalu se nejčastěji hodnotí ve II. svodu, případně v I. svodu nebo ve V5. Naopak naprosto nevhodné pro měření QT intervalu jsou svody aVL, V1 a III. svod. Měření je často subjektivní, protože je někdy těžké přesně označit konec vlny T [29]. Abnormality v QT intervalu plodu značí elektrofyziologické změny na myokardu. U analýzy QT intervalu se řeší buď jeho prodloužení, nebo jeho zkrácení.

Syndrom dlouhého QT intervalu je geneticky podmíněné arytmogenní onemocnění. Vzniká v důsledku mutací genů, které kódují jednotlivé podjednotky iontových membránových kanálů srdečního svalu. To má za následek poruchu repolarizace myokardu, což se projeví prodloužením QT intervalu [34].

Bylo prokázáno, že u dospělých jedinců je QT interval zkrácen ve stresových situacích, při infekci, během cvičení a při srdečním selhání [30]. Na délku QT intervalu má vliv také užívání antipsychotik [34]. Některé studie ([35], [36], [37]) uvádějí, že zkrácení QT intervalu může u plodu značit fetální hypoxii. V publikaci [35] autoři prováděli analýzu QT intervalu pomocí přístroje STAN S21 na 68 plodech, které při narození vykazovaly známky metabolické acidózy ($\text{pH} < 7,05$), a na kontrolní skupině, obsahující přibližně stejný počet subjektů. Měření probíhalo na začátku nahrávky při bazální frekvenci, během decelerací a na konci nahrávky. Parametr QTc byl vypočítán Bazettovou formulí a intervaly porovnány Wilcoxonovým testem. Výsledky potvrdily předpoklady: plody trpící acidózou vykazovaly značné zkrácení QTc intervalu (průměrně z 397 ms na 359 ms, při intervalu spolehlivosti 95 %), zatímco plody netrpící metabolickou acidózou vykazovaly změnu QTc intervalu jen minimální. Autoři popisují mimo zkrácení QT intervalu také snížení fHR, ale výpočtem QTc nebyl výsledek tepovou frekvencí ovlivněn.

Měření délky QT intervalu:

Pro měření délky QT intervalu existuje několik postupů. Většina z nich doporučuje nejprve detekovat kmit R (který může také posloužit ke stanovení RR intervalu a tedy i tepové frekvence). Detekci kmitu R lze provést pouhým prahováním, pokud jeho amplituda značně převyšuje amplitudu vlny U. Začátek QT intervalu lze vypočítat odečtením od kmitu R, protože tento úsek se téměř nemění. Další možnost je detekce počátku QRS použitím vlnkové transformace [36].

Dále je užitečné stanovit si polohu vlny T výpočtem lokálního maxima EKG funkce. Problém nastává u stanovení konce vlny T, který často není zřetelný, je zašuměný nebo přechází rovnou ve vlnu U [36]. Současné automatické metody měření QT intervalu využívají několika způsobů nalezení konce vlny T:

1. Detekce na průsečíku signálu s prahem – metoda funguje na principu vytvoření prahu, kde při průchodu vlny T tímto prahem je vytvořen průsečík, označující konec vlny T. Variace této metody spočívá v derivaci signálu a opětovné stanovení prahu. Výška prahu u obou metod je stanovena na desetinu amplitudy vlny T. Metoda je citlivá na šum v signálu.
2. Proložení signálu přímkou – v místě největšího sklonu vlny T je konstruována tečna. Hledaný konec vlny T je na průsečíku této tečny a izolinie signálu.
3. Intervalové měření EKG Philips – spočívá ve výpočtu první derivace signálu, nalezení inflexního bodu za maximem vlny T. Z maxima vlny T je poté spuštěna přímkou do bodu, který vznikl přičtením 100 ms k inflexnímu bodu. V místě, kde je největší rozdíl mezi přímkou a skutečným signálem, je stanoven konec vlny T.

3 Metody extrakce plodového EKG z abdominálního záznamu

Jak již bylo zmíněno v předchozí kapitole, analýza fEKG se v současné klinické praxi provádí ze záznamu pořízeného skalpovou elektrodou. Tento záznam je možno provádět pouze během porodu. Pro zvýšení pohodlí a bezpečí rodičky i dítěte a možnosti provádět analýzu ST úseku, QT úseku i jiných fragmentů fEKG je hlavním cílem současných studií (např. [1], [2], [3], [4]) extrahovat fEKG z abdominálního záznamu. Toho je možné dosáhnout současnými metodami filtrace číslicových signálů, jejichž přehled nabídne tato kapitola.

Tabulky v následujících podkapitolách skýtají přehled metod nejčastěji používaných pro extrakci fEKG z abdominálního záznamu. Zařazení metod bylo inspirováno ze zdroje [38]. Ve sloupci literatura jsou odkazy na jednotlivé rešeršní články a studie, kdy byla metoda aplikována v souvislosti s filtrací fEKG z neinvazivního záznamu. V sekci poznámka jsou vytipovány nejvýznamnější znaky každé metody.

3.1 Neadaptivní metody

Neadaptivní metody nejsou schopny reagovat na časové změny a na nenadálé události v systému. Své počáteční nastavení v průběhu filtrace nemění. Jsou vhodné spíše pro úzkopásmové typy šumu. Přehled neadaptivních metod poskytuje Tab. 4. Metody lze rozdělit dle počtu kanálů na jednokanálové a vícekanálové.

Z jednokanálových metod je u nestacionárních signálů, jako je fEKG, poměrně efektivní vlnková transformace. Tuto skutečnost ověřili např. autoři studií [39], [40], [41], [42]. Z vícekanálových metod je při extrakci úspěšná metoda ICA, která využívá metody oddělení statisticky nezávislých signálů. Metodu ICA pro extrakci úspěšně testovali autoři publikací [1], [52], [53], [54]. Protože je tento algoritmus poměrně výpočetně náročný, byla vytvořena jeho rychlejší varianta Fast ICA, kterou pro extrakci fEKG testovali autoři článků [55], [56].

Tab. 4 – Přehled neadaptivních metod extrakce fEKG z abdominálního záznamu

Název metody	Počet kanálů	Poznámka	Literatura
Vlnkové transformace	Jednokanálové	Filtrace nestacionárních signálů. Detekce abnormalit morfologie fEKG. Lze použít komplexní i diskrétní verzi (viz literatura).	[39], [40], [41], [42]
Korelace	Jednokanálové	Neefektivní u nestacionárních signálů.	[43], [44]

Subtrakce	Vícekanálové	Netřeba striktně dodržovat rozmístění elektrod. Špatná filtrace šumu z jiných zdrojů (biologické artefakty).	[45], [46]
Průměrování	Jednokanálové	Detekcí R vln a jejich průměrováním se vytvoří referenční signál mEKG, který je pak odečten z aEKG.	[47]
Slepá separace zdrojů (BSS)	Vícekanálové	Předpokladem je statistická nezávislost mEKG a fEKG. Několik způsobů provedení: SVD, ICA a PCA.	[48], [49]
Rozklad na singulární hodnoty (SVD)	Vícekanálové	Rozklad signálu na jednotlivé komponenty, použití klasifikátoru.	[50], [51]
Analýza nezávislých komponent (ICA)	Vícekanálové	Jedna z nejúspěšnějších metod, vysoká výpočetní náročnost	[1], [52], [53], [54]
Fast ICA	Vícekanálové	Nižší výpočetní náročnost než ICA.	[55], [56]
Analýza hlavních komponent (PCA)	Vícekanálové	Statistická metoda.	[57], [58]

3.2 Adaptivní metody

Adaptivní metody se vyznačují tím, že algoritmy jsou schopny přizpůsobit se změnám probíhajícím v čase. Na tyto změny odpovídají úpravou svých parametrů a „adaptací“ na dané podmínky. Adaptivní metody se dále člení na lineární a nelineární. Nelineární zahrnují tzv. soft computingové metody, jako jsou například neuronové sítě, genetické algoritmy a fuzzy logika. Lineární adaptivní metody spočívají ve stanovení účelové funkce jako deterministické nebo stochastické. Přehled některých adaptivních metod poskytuje Tab. 5.

Pro extrakci fEKG je i v současné době využíván algoritmus RLS, který je efektivní u časově proměnných soustav. Jeho hlavní nevýhodou je vysoká výpočetní náročnost. Pro extrakci fEKG jej testovali studie [3], [61], [62].

Výhoda metody ANFIS spočívá v konstrukci nelinearit mezi abdominálními a hrudními kanály matky, které se považují za referenční pro odečet mEKG, neuronovými sítěmi. Pro účely extrakce fEKG byla tato metoda použita autory publikací [67], [68].

Tab. 5 – Přehled adaptivních metod extrakce fEKG z abdominálního záznamu

Název metody	Linearita	Poznámka	Literatura
Least mean square (LMS)	Lineární	Stochastická metoda - statistické vyjádření účelové funkce. Minimalizace metodou nejmenších čtverců.	[3], [8], [59]
Normalized least mean square (NLMS)	Lineární	Použití při vysokých hodnotách vstupního vektoru.	[60]
Recursive least squares (RLS)	Lineární	Výpočetně náročnější než LMS, pracuje i s předchozími hodnotami chyb – rekurzivní algoritmus. Kvalitní filtrace časově proměnných soustav	[3], [61], [62]
Fast transversal filter (FTF)	Lineární	Rychlejší varianta RLS, méně výpočetně náročný	[63]

Umělé neuronové sítě (ANN)	Nelineární	Schopnost učení a adaptace. Dobrá filtrace šumu. Schopnost namodelování nelinearit.	[64]
Adaptivní lineární neuron (ADALINE)	Lineární	Jednovrstevná neuronová síť, učení prostřednictvím LMS algoritmu.	[65], [66]
Adaptivní neuro-fuzzy interferenční systém (ANFIS)	Nelineární	Spojení fuzzy logiky a teorie neuronových sítí. Lze konstruovat nelinearity vznikající mezi abdominálními a hrudními elektrodami.	[67], [68]

3.3 Hybridní metody

Hybridní metody vznikají fúzí několika adaptivních metod nebo několika neadaptivních metod nebo několika adaptivních i neadaptivních metod. Přehled některých hybridních metod je poskytnut v Tab. 6.

Výhodou hybridních metod je kombinace efektivních metod extrakce. Hybridní algoritmy využívající ICA metody jsou aplikovatelné pouze na vícekanálové signály. V případě ICA-RLS-WT je úkolem ICA metody separovat fEKG signál, na který jsou poté aplikovány další metody. Aplikací RLS je signál dále filtrován, dokud není dosažena co nejnižší hodnota chyby. Následně je použita vlnková transformace pro zvýraznění fQRS komplexu [73]. U metody ICA-ANFIS-WT jsou úkoly ICA a WT totožné jako v předchozím případě, ANFIS zajišťuje učení pomocí neuronových sítí [72].

Tab. 6 – Přehled hybridních metod extrakce fEKG z abdominálního záznamu

Název metody	Poznámka	Literatura
SVD-ICA	SVD provede rozklad na spektrogram a ICA rozklad na jednotlivé komponenty.	[69]
ICA-EEMD-WS	FastICA oddělí fEKG od mEKG, EEMD odstraní šum, pomocí WS je odstraněn vysokofrekvenční šum.	[70]

ICA-PCA	PCA provádí redukci dimenze, ICA post-zpracování. Metody se několikrát střídají až do dosažení požadovaného výsledku.	[71]
ICA-ANFIS-WT	ICA separuje fEKG, ANFIS zajistí post-zpracování a WT vyhledá a zvýrazní vlny a kmity	[72]
ICA-RLS-WT	ICA separuje fEKG, RLS minimalizuje chybu a WT vyhledá a zvýrazní vlny a kmity	[73]

4 Veřejně dostupné databáze neinvazivního plodového EKG

Tato kapitola se zaměří na rozbor veřejně dostupných databází NI-fEKG pro účely testování algoritmů extrakce. Jak již bylo zmíněno v dřívějších kapitolách, kvalitních dat pro testování algoritmů je nedostatek. Jedním z hlavních představitelů a současně nejpoužívanější databází současnosti je PhysioNet Computing in Cardiology Challenge 2013 [74]. Před touto databází byly dostupné pouze: databáze DaISy [75], databáze neinvazivního elektrokardiogramu plodu (NIFECGDB) a databáze abdominálního a invazivního elektrokardiogramu plodu (ADFECGDB). Poslední dvě databáze byly později do výzvy zahrnuty [74].

1. Databáze DaISy

Databáze DaISy (databáze pro identifikaci systémů – zkratka z angl. Database for the Identification of Systems) pochází z roku 1997 a zakladatelem je De Moor [75]. Databáze neobsahuje jen data z biomedicínského prostředí, ale také z průmyslových odvětví, mechanických systémů, termických systémů a životního prostředí. Nahrávky fEKG dostupné v databázi jsou 10 s dlouhé, vzorkovací frekvence je 250 Hz a jsou osmikanálové, přičemž kanály 1-5 jsou abdominální signály a kanály 6-8 jsou signály hrudní. Rozmístění elektrod není známo. I přes svou nízkou vzorkovací frekvenci a délku nahrávek byla databáze dlouhodobě téměř jediným dostupným zdrojem fEKG záznamů, a proto je ve studiích dřívějších let často zmiňována a využívána.

2. Databáze abdominálního a invazivního elektrokardiogramu plodu

Databáze abdominálního a invazivního elektrokardiogramu plodu (ADFECGDB) aktuálně dostupná na webu PhysioNet [74] obsahuje nahrávky o vzorkovací frekvenci 1 kHz od 5 žen při porodu (4 kanály jsou abdominální, jeden kanál ze skalpové elektrody tvoří referenci), gestační stáří plodu je 38-41 týdnů. Elektrody (3M Red Dot 2271) byly umístěny v okolí pupku, referenční elektroda byla umístěna nad pubickou symfýzou a druhá referenční elektroda s aktivním zemním signálem byla umístěna na levé noze. Záznamy byly pořízeny systémem KOMPOREL a pro všechny záznamy byl pořízen referenční skalpovou spirálovou elektrodou. Systém KOMPOREL automaticky detekoval a označil R-vlny, které byly potom ještě offline ověřeny skupinkou kardiologů, což vedlo k vytvoření referenčních markerů. Značky i signály byly uloženy ve formátu EDF.

3. Databáze neinvazivního plodového elektrokardiogramu

Databáze neinvazivního plodového elektrokardiogramu (NIFECGDB) obsahuje 55 nahrávek o vzorkovací frekvenci 1 kHz, nahrávky jsou různé délky (pro účely Cardiology Challenge 2013 bylo použito jen 14 nahrávek z databáze) a pocházejí ze stejného subjektu. Gestační stáří plodu je 21-40 týdnů a je vždy uvedeno u nahrávky. Nahrávky jsou multikanálové – obsahují 2 hrudní kanály a 3-4 abdominální. Přesné umístění elektrod není známo, jen je uvedeno, že se průběžně měnilo. Pro zvýšení kvality nahrávek byl použit zesilovač g.BSamp Biosignal Amplifier s notch filtrem na 50 Hz. Databáze je dostupná na webu PhysioNet [74].

4. Databáze neinvazivního plodového arytmiického elektrokardiogramu

Databáze neinvazivního plodového arytmiického elektrokardiogramu (NIFECGADB) obsahuje nahrávky 26 plodů, z nichž je 12 arytmiických a 14 fyziologických (diagnostikováno dle echokardiografie). Každá nahrávka obsahuje 4 nebo 5 abdominálních kanálů a jeden kanál z hrudní elektrody. Průměrná délka fyziologických nahrávek je 13 minut a arytmiických nahrávek 10 minut. Vzorkovací frekvence je 1 kHz nebo 500 Hz [76].

5. Syntetická databáze EKG plodu

Výhoda syntetické databáze je, že může obsahovat i patologické případy, kterých je v databázích reálných dat nedostatek. Navíc podstatně zjednodušuje hodnocení extrakce fEKG pomocí SNR. O vytvoření jednoho z prvních simulátorů NI-fEKG se přičinil J. Behar. Funkcionalitu generátoru popsal ve své publikaci [77]. Generátor i se skripty pro vytvoření specifických situací byl umístěn na stránkách PhysioNet a je veřejně dostupný pro experimenty. Z dat vytvořených generátorem byla později sestavena syntetická databáze EKG plodu (FECGSYNDB), sloužící pro účely dalšího testování extrakčních algoritmů i na patologických datech, stresových situacích apod. O vznik databáze se zasloužil Andreotti, který ve své publikaci [78] představuje nahrávky na extrakčních algoritmech: BSS s 99,9% úspěšností, adaptivních algoritmů s 97,9% úspěšností a template subtraction s 96% úspěšností. Databáze obsahuje 1750 multikanálových syntetických signálů, každá nahrávka má délku 5 minut, vzorkování 250 Hz a rozlišení 16 bitů.

4.1 Computing in Cardiology Challenge 2013

Tato výzva vznikla za účelem zlepšit detekci fQRS komplexu a stanovení fQT intervalu z neinvazivního abdominálního záznamu. Pro tento účel byl vytvořen nový dataset, který je dodnes jedním z nejpoužívanějších pro tyto účely.

Obecně byl dataset pro účely výzvy přizpůsoben tak, že je složen z nahrávek po 1 minutě. Každá nahrávka obsahuje 4 kanály abdominálního záznamu vzorkovaných frekvencí 1 kHz. Nahrávky pocházejí z různých zdrojů, jsou pořízeny různými přístroji s různým rozlišením a konfigurací. Plody nemají stejné gestační stáří a pozornost nebyla věnována ani rozmístění elektrod. Autoři databáze se tímto snaží o univerzálnost datasetu, a tedy o nalezení univerzální metody pro extrakci fEKG. Zdroje databáze a počet nahrávek je uveden v Tab. 7 (převzato z [79]):

Tab. 7 – Seznam databází použitých v Computing in Cardiology Challenge 2013

Databáze	Počet nahrávek
ADFECGDB	25
Generované fEKG	20
NIFECGDB	14
Ukraine NI-fECG	340
Privátní invazivní fEKG	48

Pro hodnocení výzvy byly použity současně se záznamy také referenční signály ze skalpové elektrody nebo byly experty dodatečně vytvořeny markery R kmitů u nahrávek, které referenci neobsahovaly. Tyto reference však nejsou zahrnuty do veřejného datasetu, výjimku tvoří testovací set.

Dataset byl pro účely výzvy rozdělen na tři části:

1. Trénovací set – obsahuje jak NI-fEKG (neinvazivní fEKG) signály, tak referenční signály ze skalpové elektrody.
2. Set otevřeného testu – obsahuje jen NI-fEKG signály, slouží pro disciplíny 4 a 5.
3. Set skrytého testu – nepublikované nahrávky sloužící pro disciplíny 1, 2 a 3.

Hodnocení účastníků výzvy probíhalo dle jednotlivých disciplín:

- Pro disciplíny č. 1 a 4 bylo cílem stanovit fHR. Hodnocení probíhalo výpočtem skóre vyplývajícího z průměru rozdílů detekovaného fHR z nahrávek datasetu a jejich referencí, kde fHR bylo údajně stanoveno experty a osvědčenými algoritmy (umístěním tzv. markerů). Rozdíl byl vypočítán pomocí střední kvadratické chyby (MSE).
- Pro disciplíny č. 2 a 5 bylo cílem stanovit fRR interval. Hodnocení probíhalo obdobně jako v předchozím případě. Rozdíl byl stanoven pomocí RMSE.
- Pro disciplínu č. 3 je cílem stanovit medián fQT intervalu u každé nahrávky ze setu. Hodnocení opět probíhalo porovnáním s referenčními nahrávkami a fQT intervalem stanoveným expertem.

Účastníci výzvy byli hodnoceni v jednotlivých disciplínách pomocí tzv. skóre, které bylo vypočítáno dle shody stanovených parametrů (průměrné fHR, průměrné fRR a medián QT intervalu) s referenčními signály. Nejlepších výsledků dosáhl J. Behar. V disciplínách č. 1 a 2 byl umístěn druhý a třetí v pořadí se umístil u zbývajících disciplín. Metody společně s výsledky, kterých s jejich pomocí dosáhl, popisuje podrobně v publikaci [2].

5 Hodnocení kvality extrakce fEKG

V této kapitole je hlavním cílem přiblížit vybrané statistické metody, z nichž některé budou dále v práci použity pro zhodnocení kvality filtrace a pro porovnání jednotlivých metod mezi sebou. Předpokladem je, že filtrovaný signál bude porovnáván se svou referencí a výstupem bude hodnota daného parametru. V případě Bland-Altmanova grafu bude hodnocení probíhat také vizuálně.

5.1 Střední kvadratická chyba (MSE a RMSE)

Střední kvadratická chyba odhadu počítá průměr kvadrátů chyb (rozdílu mezi odhadovanou a skutečnou hodnotou). V této práci odhadované hodnoty představuje filtrovaný signál a referenční signál ze skalpové elektrody.

MSE představuje měřítko kvality odhadu – čím je chyba nižší, tím je výsledná filtrace lepší. Chyba v sobě zahrnuje jak rozptyl odhadu, tak jeho přesnost. Situace, kdy je hodnota MSE rovna 0, je ideální a běžně nedosažitelná [80]. Střední kvadratickou chybu lze vypočítat ze vzorce (5.1):

$$MSE = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (y_i - \hat{y}_i)^2, \quad (5.1)$$

kde y_i v této práci představuje filtrované fEKG a \hat{y}_i referenční fEKG.

Hodnocení pomocí RMSE na rozdíl od MSE dokáže odhalit chyby vyšší hodnoty – čím vyšší je výsledná hodnota RMSE, tím vyšší hodnota chyby se v datech nachází. Parametr RMSE je odmocninou střední kvadratické chyby (viz rovnice (5.2)):

$$RMSE = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (y_i - \hat{y}_i)^2}, \quad (5.2)$$

kde y_i v této práci stejně jako v předchozím případě představuje filtrované fEKG a \hat{y}_i referenční fEKG.

Stejně jako MSE i RMSE má negativně orientované skóre, tzn., že čím nižší je jeho výsledná hodnota, tím je filtrace přesnější (rozdíl mezi signály je menší).

5.2 Poměr signálu k šumu (SNR)

SNR se obecně používá pro určení poměru užitečného signálu od šumu. V této práci bude užitečným signálem referenční fEKG a šum se vytvoří odečtením signálu z abdominálních elektrod a referenčního fEKG. Pokud se vypočte parametr SNR před a po filtraci, tak jejich vzájemným odečtením je možné získat kvalitu filtrace dané metody. Dle výše uvedeného lze SNR (před i po filtraci) vypočítat ze vzorce (5.3):

$$SNR = 10 \cdot \log \left(\frac{\sum_{i=1}^n (\hat{y}_i)^2}{\sum_{i=1}^n (y_i - \hat{y}_i)^2} \right), \quad (5.3)$$

kde y_i představuje fEKG z abdominálních elektrod a \hat{y}_i referenční fEKG.

5.3 Procentuální střední kvadratický rozdíl (PRD)

Parametr PRD se často využívá pro zhodnocení kvality komprese u klasického EKG. Jedinou jeho nevýhodou je absence horního limitu, což může způsobovat problémy při porovnání PRD parametru u dvou signálů o různé amplitudě [81]. Jeho výpočet je znázorněn rovnicí (5.4):

$$PRD = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (y_i - \hat{y}_i)^2}{\sum_{i=1}^n (\hat{y}_i)^2}} \cdot 100, \quad (5.4)$$

kde y_i v této práci představuje extrahované fEKG a \hat{y}_i referenční fEKG. Opět platí, že čím nižší je hodnota parametru, tím je filtrace kvalitnější.

5.4 Senzitivita

Pro určení následujících ukazatelů kvality je třeba nejprve zavést některé pojmy a zkratky (definovány v normě ANSI/AAMI EC57), ty budou vysvětleny na problematice detekce fQRS komplexů:

1. TP (true positive) – správně detekovaný existující fQRS komplex.
2. TN (true negative) – nebyl detekován neexistující fQRS komplex
3. FP (false positive) – byl detekován neexistující fQRS komplex.
4. FN (false negative) – nebyl detekován existující fQRS komplex.

Senzitivita představuje pravděpodobnost, že bude detekován existující fQRS komplex (tzn. schopnost detekce existujícího fQRS komplexu). Lze ji vypočítat ze vztahu (5.5):

$$Se = \frac{TP}{TP + FN}. \quad (5.5)$$

5.5 Pozitivně prediktivní hodnota (PPV)

Představuje pravděpodobnost, že detekovaný fQRS komplex je skutečný. Výpočet je znázorněn rovnicí (5.6):

$$PPV = \frac{TP}{TP + FP}. \quad (5.6)$$

Oba ukazatele – senzitivita i PPV se často využívají v biomedicíně pro hodnocení kvality testů.

5.6 Přesnost (ACC)

Přesnost (výpočet viz (5.7)) udává správnost algoritmu při potvrzení nebo zamítnutí podmínky (tj. v tomto případě správná detekce fQRS komplexu).

$$ACC = \frac{TP + TN}{TP + TN + FP + FN}. \quad (5.7)$$

5.7 F1 skóre

Vzorec pro měření přesnosti filtrace fEKG z abdominálního záznamu byl navržen ve článku [4] a využívá dříve popsaných parametrů:

$$F_1 = 2 \cdot \frac{PPV \cdot Se}{PPV + Se} = \frac{2 \cdot TP}{2 \cdot TP + FN + FP}, \quad (5.8)$$

Ze vzorce (5.8) je ihned viditelné, že falešně negativní i falešně pozitivní výsledky ovlivní parametr přesnosti stejným měřítkem. U tohoto parametru platí, že čím vyšší je jeho hodnota, tím přesnější filtrace byla dosažena.

5.8 Bland-Altmanova analýza

Využívá se pro znázornění rozdílů dvou kvantitativních metod měření. Na rozdíl od korelačního koeficientu, který se využívá pro vyjádření shody dvou proměnných, je Bland-Altmanova analýza vhodnější pro porovnání dvou metod.

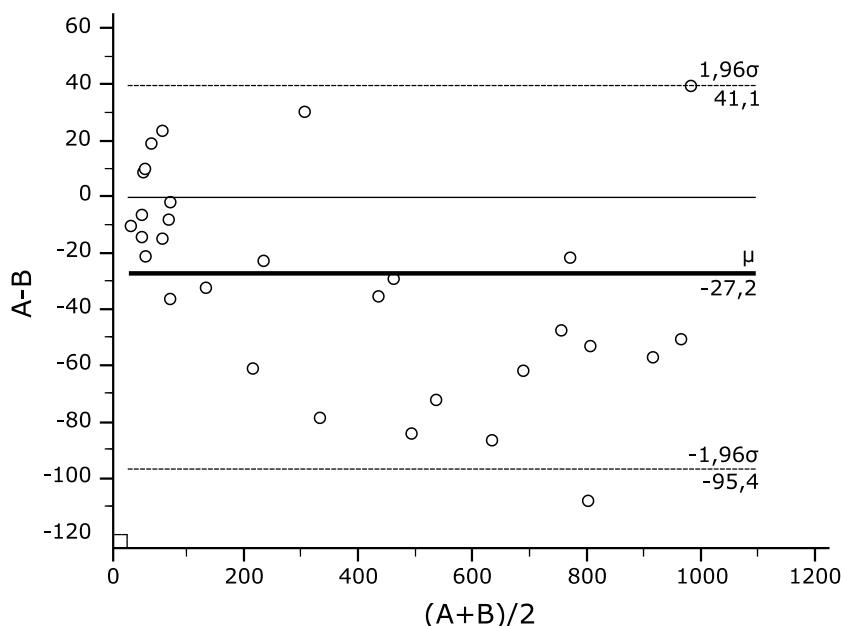
V roce 1983 Bland a Altman prezentovali tuto analýzu [82], prvně nastíněnou Eksborgem v roce 1981. Jejich analýza je založena na kvantifikaci shody dvou kvantitativních měření (metod) znázorněním průměrného rozdílu jednotlivých hodnot a konstrukcí jejich limit ve zvoleném intervalu spolehlivosti.

Tato metoda porovnání oproti korelačnímu koeficientu, který znázorňuje jen lineární závislost mezi metodami, je schopna zobrazit závislost rozdílu hodnot na jejich hodnotě. U tohoto grafu se nejčastěji používá interval spolehlivosti 95 %, což značí, že 95 % hodnot leží v intervalu $\mu \pm 1,96 \cdot \sigma$, pokud mají data normální rozdělení a μ je střední hodnota rozdílu jednotlivých hodnot. Normální rozdělení rozdílu hodnot je nutno vždy ověřit (např. Shapiro-Wilkovým testem). Pokud je normalita dat zamítnuta, je možné graf znázornit v logaritmických souřadnicích [83].

Při prezentaci metody v roce 1983 uvedli autoři výhody BA analýzy oproti korelačnímu koeficientu:

- 1) Korelační koeficient znázorňuje sílu relace dvou proměnných, ne shodu (rozdíly) mezi nimi.
- 2) Lze využít i pro porovnání měření o různém měřítku.
- 3) Čím více hodnot je na vstupu, tím více se korelační koeficient blíží k 1 (zanedbání odlehklých hodnot), BA graf vždy znázorní odlehklé hodnoty.
- 4) Často data vykazující korelační koeficient blízko 1 dosahují nízké shody (zjistitelné BA grafem).

Pro lepší porozumění je uveden následující příklad z literatury [83]:



Obr. 3 – Příklad Bland-Altmanova grafu

Graf na Obr. 3 znázorňuje porovnání výsledků dvou metod A a B. Na vertikální ose je znázorněn rozdíl párových hodnot, na horizontální ose je znázorněn aritmetický průměr těchto hodnot. Z takto vzniklých souřadnic vznikají body, které jsou vynášeny do grafu. Směrodatná je tučná horizontální čára označující průměr μ všech rozdílů A - B. Od ní je následně vykreslen interval spolehlivosti (většinou 95 %), který u dat s normálním rozložením leží v intervalu $\mu \pm 1,96 \cdot \sigma$.

Ideálně by se všechny hodnoty měly pohybovat okolo čáry zobrazující průměr a ta by se měla nacházet v okolí 0. Rozmezí intervalu spolehlivosti by také mělo být co nejmenší. Při takovémto grafu by rozdíl metod A a B byl zanedbatelný.

Výhodou tohoto zobrazení je lepší zjištění a zhodnocení odlehklých hodnot, kvalitnější porovnání jednotlivých párových hodnot i v závislosti na jejich hodnotě a zjištění závislosti rozdílu a průměru jednotlivých párových hodnot.

6 Detekce vln a kmitů v EKG

Tato kapitola představí některé ze současně používaných metod pro detekci vln a kmitů v EKG průběhu. Některé z těchto metod jsou rovněž vhodné pro detekci těchto parametrů i v fEKG. Správná detekce těchto parametrů je důležitá pro následné zhodnocení rozdílů mezi referenčním a filtrovaným fEKG signálem.

6.1 Detekce QRS komplexu

Přesná detekce QRS komplexů a pozice R kmitů je důležitá především z pohledu stanovení tepové frekvence a jejího průběhu v čase. Pro EKG průběhy s vyšším SNR se osvědčily i jednoduché detektory na principu prahování, pro zašuměné průběhy jsou vhodnější složitější algoritmy, např. na základě vlnkové transformace.

6.1.1 Detektor Pan a Tompkins

Pro detekci R kmitu je často využívána jednoduchá metoda z roku 1985, známá jako detektor Pana a Tompkinse [84]. Nejprve je na signál použit filtr typu pásmová propust (o frekvenčním pásmu 5-15 Hz), který slouží ke zvýraznění R kmitu a potlačení ostatních vln a nechtěných artefaktů. V druhém kroku je signál zderivován pro zvýraznění náběžné a sestupné hrany R kmitu a umocněn na druhou. Následně se signál integruje pohyblivým oknem. Náběžná hrana integrovaného signálu představuje šířku QRS komplexu. V posledním kroku je použito prahování pro přesnou detekci R kmitu. Tento postup použili např. autoři studie [85] na signálech z databáze MIT/BIH a přesnost svých výsledků udávají na parametru ACC, který vyšel asi 99 %. Zajímavé vylepšení algoritmu provedli autoři publikace [86], kteří aplikují na signál druhou derivaci a následně signál invertují. Algoritmus testovali rovněž na MIT/BIH databázi a prezentují výsledky, kde parametr Se dosahuje hodnoty 99,4 %.

6.1.2 Vlnková transformace

Detekce QRS komplexu pomocí vlnkové transformace zahrnuje několik variant, spočívajících především ve výběru mateřské vlnky. Pro detekci QRS komplexu se využívají nejčastěji vlnky typu mexický klobouk, symlet, morletova vlnka, vlnky z rodiny daubechies a první derivace Gaussovy funkce [87].

Použití první derivace Gaussovy funkce jako mateřské vlnky se obecně používá pro signály charakteristické lokálními maximy a minimy a náběžnými a sestupnými hranami. Pro použití na EKG byly jako nejefektivnější zjištěny škály d1-d4 (podle typu vlny, která se detekuje) [88]. V koeficientech se následně vyhledávají páry lokálního negativního minima a lokálního pozitivního maxima (tzv. modulus minimum a modulus maximum). Pomocí těchto lokálních extrémů koeficientů lze stanovit přesnou pozici dané vlny/ kmitu – ta se nachází v místě, kde spojnice těchto extrémů protne nulovou izolinii (angl. zero crossing). Metoda se dá také použít pro stanovení počátku a konce QRS komplexu, což se dá využít pro stanovení důležitých parametrů EKG křivky. Další podrobnosti o této metodě a její použití v praxi lze vyčíst např. z publikací [88], [89], [90] a [91].

Ve článku [92] autoři prezentují použití vlnky z rodiny daubechies (db1) pro detekci R kmitu na škále 1 a pro detekci P a T vlny na škálách 4 a 5. Algoritmus byl testován na MIT/BIH databázi.

V publikaci [87] autoři používají pro detekci QRS komplexu diskrétní vlnkovou transformaci, konkrétně vlnku daubechies 4 (db4). Výsledky testovali na MIT/BIH databázi a dosáhli senzitivity algoritmu 98,1 %.

6.2 Detekce P vlny a T vlny

Stejně jako u R kmitu, lze i pro detekci P vlny a T vlny použít podobný detektor založený na prahování. Podmínkou je opět vysoká hodnota SNR a výrazná amplituda vlny. Tento algoritmus testovali autoři ve článku [93], kde se pokusili nalézt i počátky a konce těchto vln. Výchozí pozice pro hledání P vlny byla odečtena od nalezeného R kmitu o 0,2 s a byl stanoven práh, při jehož překročení při pohybu okna bude stanovena pozice počátku a konce P vlny. Hledaná P vlna se nachází v lokálním maximu mezi stanoveným počátkem a koncem. Obdobně probíhalo hledání T vlny. Nicméně autoři sami uvádí, že tato metoda není příliš vhodná pro automatické hodnocení EKG z pohledu lokalizace P a T vlny.

V publikaci [96] autoři představují metodu detekce T vlny. Algoritmus seskládá z předzpracování (filtrace pásmovou propustí 0,5-10 Hz), odstranění (nulování) QRS komplexu, generování tzv. potenciálních bloků použitím klouzavých průměrů a na závěr je provedeno prahování. Algoritmus byl testován na MIT/BIH databázi i na QT databázi a u obou bylo v průměru dosaženo senzitivity nad 98,5 %.

Pro detekci P vlny, která nemusí být vždy výrazná, dosahuje opět lepších výsledků vlnková transformace. Ve článku [94] autoři používají pro detekci P vlny dyadickou vlnkovou transformaci, konkrétně kvadratickou spline vlnku, aplikovanou na oblast začínající 0,25*R-R před R kmitem. Největší energie koeficientů se nachází ve škálách 2^4 a 2^5 . Algoritmus byl testován na QT databázi s přesností 99,9 %.

V publikaci [88] autor uvádí možnost detekce P vlny i T vlny spojitou vlnkovou transformací a vlnkou 1. Gaussovy derivace. Protože tyto vlny nemají tak strmý průběh jako QRS komplex, je pro ně vhodnější škála 4. Pro detekci P vlny je okno umístěno mezi koncem předcházející T vlny a počátkem QRS komplexu a pro detekci T vlny začíná na konci QRS komplexu a končí dle délky RR intervalu. Tato metoda navíc umožňuje detekovat i vlny bifázického charakteru.

Autoři publikace [95] prezentují detekci P vlny a T vlny metodou optimalizace hejmem částic. Metoda je vhodná i pro detekci počátků a konců vln. Hodnocení autoři prováděli na QT databázi a u všech parametrů dosáhli hodnot nad 95 %. Nejméně úspěšná byla detekce konce T vlny.

Pro nalezení začátku a konce T vlny byla autory článku [90] testována metoda vlnkové transformace a použití mateřské vlnky mexický klobouk na škále 6. Následně byla provedena derivace a body průchodu nulou byly stanoveny jako začátek a konec T vlny. Pro P vlnu byl postup obdobný, jen byla použita vlnka db4 diskretní transformace a byl následně proveden součet detailních koeficientů na škálách 4-8.

Ve článku [97] autoři porovnávají metody detekce konce T vlny, který je důležitý např. pro správné stanovení QT intervalu. Philipsova metoda představuje konstrukci přímky spojující vrchol vlny T a bod ležící 100 ms za inflexním bodem sestupné hrany vlny. V místě, kde je nejvyšší hodnota difference mezi přímkou a signálem, se nachází konec vlny T. Derivační metoda spočívá v derivaci signálu a nalezení prvního extrému derivace za vlnou T. Desetina tohoto extrému představuje práh, při jehož překročení je stanoven konec vlny T. Metoda MS-Tpeak navrhuje spojení vrcholku T vlny a inflexního bodu. V místě, kde takto vytvořená přímka protne signál je stanoven konec vlny T. Metoda proložení polynomm

2. stupně (parabolou) udává konec vlny T ve vrcholu paraboly. Metoda proložení tečnou vychází z proložení inflexního bodu tečnou. V místě, kde tečna protne izolinii získanou z TP intervalu, je stanoven konec T vlny.

7 Návrh evaluačního algoritmu

V této kapitole budou nastíněny veškeré funkce a postupy aplikace, která byla vytvořena za účelem nalezení a označení parametrů signálů (referenčního i filtrovaného), vizuálního porovnání těchto signálů a provedení statistické analýzy za účelem zjištění efektivity filtračních metod.

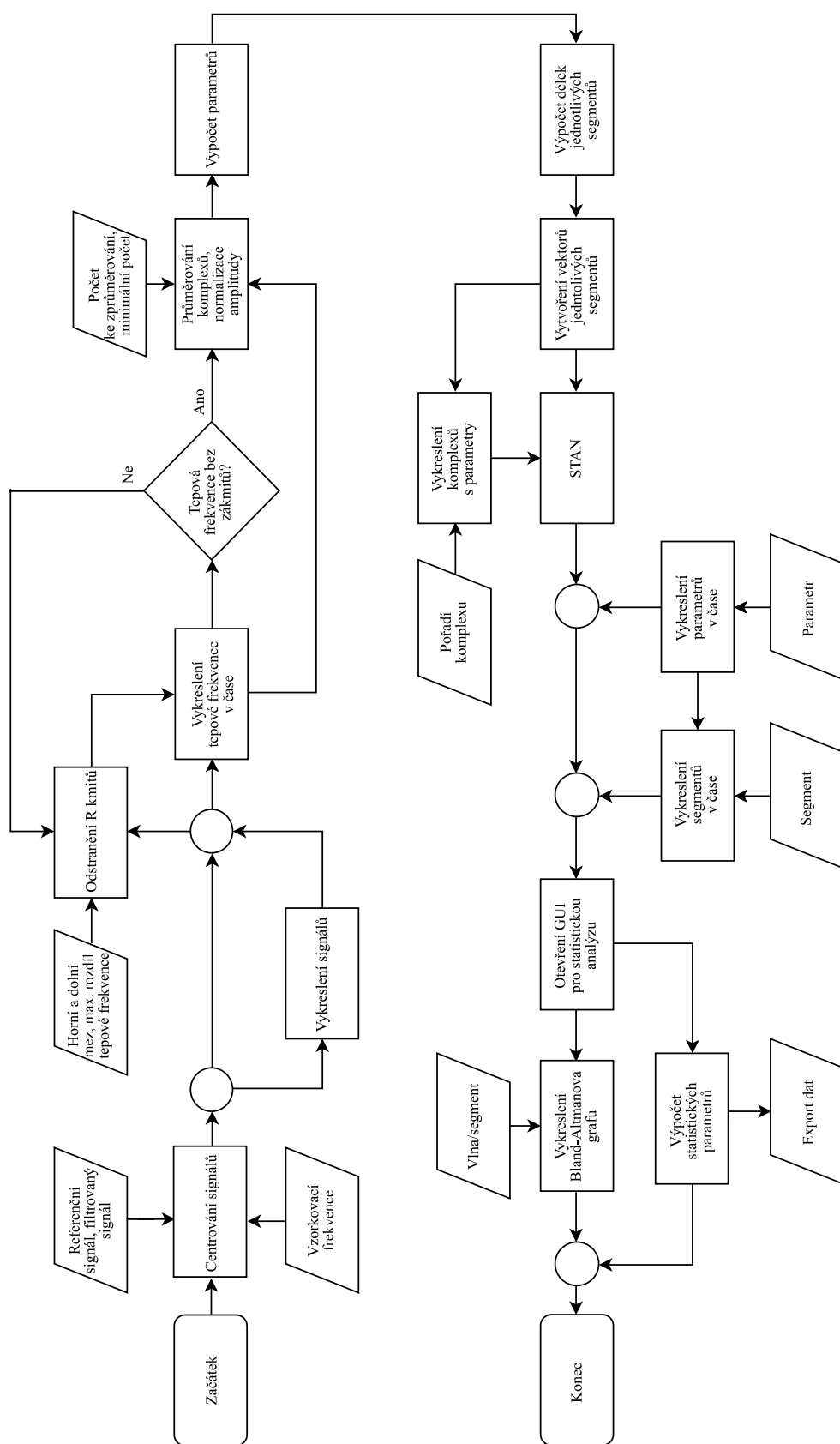
Na Obr. 4 je znázorněn vývojový diagram algoritmu. Celá aplikace je navržena tak, aby se parametry v referenčním i ve filtrovaném signálu detekovaly zároveň, a to proto, aby bylo možno signály rovnou i srovnávat – vizuálně i statisticky.

Načtení signálů:

Vstupem do aplikace jsou dva signály: referenční a filtrovaný. Referenčním signálem je v této práci výstup ze skalpové elektrody, filtrovaným signálem je výstup z abdominálních elektrod, ze kterého bylo odfiltrováno mEKG. Další vstup volí uživatel, a to je vzorkovací frekvence těchto signálů. Na výběr jsou frekvence nejčastěji používané v databázích fEKG: 250 Hz, 500 Hz a 1 kHz.

Centrování signálů:

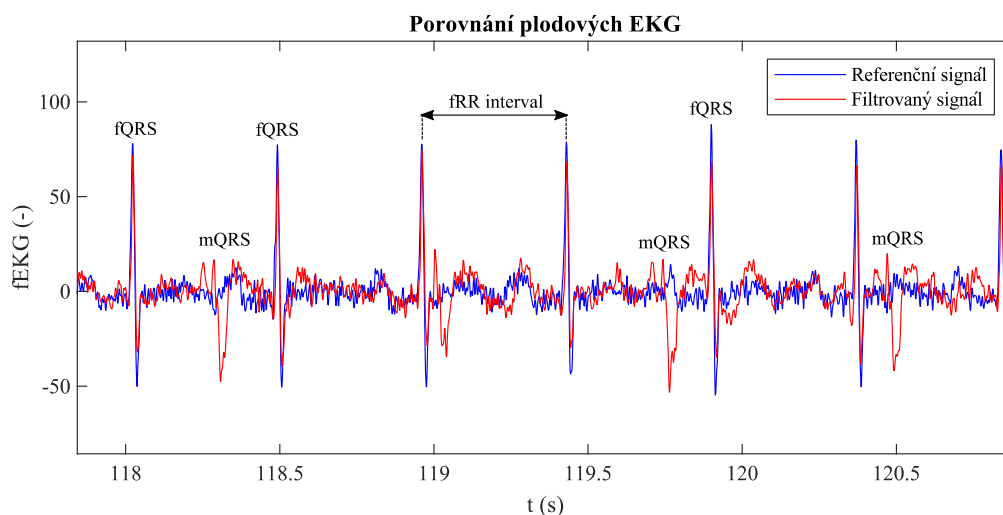
Nejprve je provedeno centrování signálů, které eliminuje jejich vzájemný posun tak, že spočítá průměr rozdílů pozic R kmitů a o tento průměr posune celý filtrovaný signál. Součástí této funkce je také zesílení filtrovaného signálu, aby bylo možné vzájemně vizuálně porovnávat amplitudy jednotlivých vln a kmitů. Amplituda signálů bude později normalizována, protože z pohledu hodnocení amplitudy jednotlivých vln a kmitů má smysl porovnávat pouze jejich poměry, nikoliv samotnou amplitudu, která byla mnohokrát během filtrace pozměněna. Hodnota zesílení je vypočítána obdobně jako posun signálů (jako průměr rozdílů amplitud). Pod tuto funkci je zahrnuta také korekce izolinie referenčního signálu (předpokládá se, že u filtrovaného signálu byla tato korekce již provedena), a to FIR filtrem typu horní propust s mezní frekvencí 1,5 Hz, filtr je řádu 400.



Obr. 4 – Vývojový diagram algoritmu pro detekci parametrů a statistickou analýzu fEKG

Vykreslení signálů:

Volitelné je vykreslení řasových průběhů signálů do jednoho grafu, přičemž referenční signál je znázorněn modře a filtrovaný signál červeně (toto značení je dodržováno ve všech grafech aplikace). Příklad vykreslení signálů je na Obr. 5. Na tomto obrázku jsou také zobrazeny a vyznačeny QRS komplexy plodu (fQRS) a pozůstatky mateřského QRS komplexu (mQRS). Mezi dvěma plodovými R kmity je vyznačena oblast fRR intervalu. Tyto intervaly jsou v aplikaci využity pro výpočet fHR.

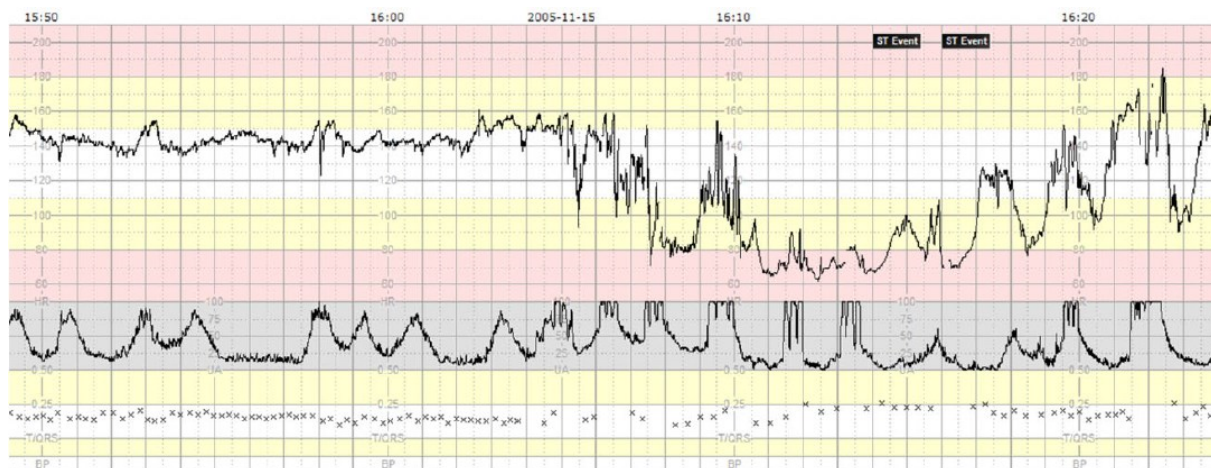


Obr. 5 – Vykreslení referenčního a filtrovaného signálu v čase (přibliženo), metoda: ICA-ANFIS

Vykreslení tepové frekvence v čase:

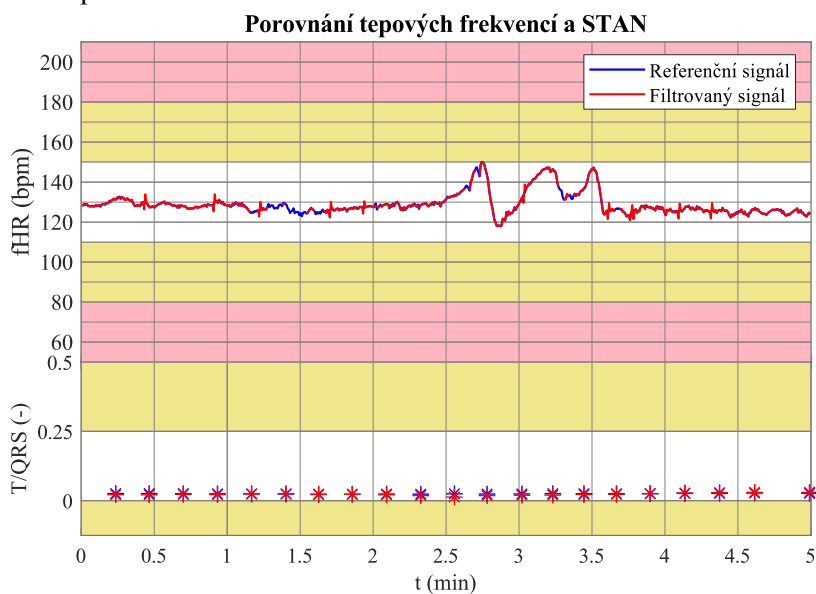
V dalším kroku je vypočtena tepová frekvence signálů. Pro tento výpočet je nezbytná detekce R kmitů, která je provedena spojitou vlnkovou transformací. Detektor R kmitů byl převzat ze zdroje [99]. První derivace Gaussovy funkce byla použita jako mateřská vlnka. Hledaný R kmit je určen z bodu, který značí překročení nuly mezi lokálním minimem a lokálním maximem koeficientů na škále 5. Nalezené R kmity jsou následně přepočteny na tepovou frekvenci, kterou je možné vykreslit do grafu v závislosti na čase.

Aby nedošlo ke vnesení chyby do výsledků způsobené pozůstatky mateřských R kmitů, aplikace nabízí možnost úseky signálu s detekovanými mateřskými R kmity odstranit. Řešení problému tímto způsobem bylo inspirováno přístroji STAN z klinické praxe, které při nepřesnostech v měření rovněž vynechávají měření ST analýzy, aby nebyla vnesena chyba a nebyl zpuštěn alarm. Tento jev je zobrazen např. na Obr. 6, [32], kde při porovnání křížků T/QRS poměru v první polovině časového průběhu, kde je tepová frekvence ještě fyziologická, jsou křížky umístěny hustě za sebou a v druhé polovině průběhu, kde dochází k poklesu tepové frekvence a artefaktům, jsou křížky od sebe více vzdáleny. Tyto mezery právě znázorňují vynechané oblasti.



Obr. 6 – Příklad výstupu STAN monitoru

V aplikaci je odstranění ovlivněno třemi parametry: horní a dolní hranice tepové frekvence a maximální změna tepové frekvence. Tyto parametry jsou defaultně nastaveny na 250 bpm, 100 bpm a 10 bpm. Při dalším snížení třetího parametru dochází sice k lepšímu odstranění pozůstatků mateřských QRS komplexů, ale také i k odstranění fyziologických změn tepové frekvence. Proto je důležité mezi parametry nalézt kompromis.



Obr. 7 – Příklad porovnání tepových frekvencí a STAN v čase, metoda: ICA-ANFIS

Na Obr. 7 je napodoben STAN monitor z Obr. 6 bez křivky KTG s výstupy z aplikace. V horní části je zobrazena křivka tepové frekvence s odstraněnými úseky. Červenou barvou je značen filtrovaný signál, modrou barvou referenční signál – ten není přerušen pro účely porovnání. V následujících úpravách jsou vyřiznuty části z obou signálů, aby porovnání probíhalo na totožných úsecích signálu a nedocházelo k posunutí.

Průměrování fEKG cyklů:

Po detekci R kmitů je provedeno průměrování jednotlivých cyklů fEKG. Toto provedení bylo opět inspirováno přístroji STAN, které také průměrují hodnoty T/QRS třiceti po sobě jdoucích fEKG cyklů. Pro průměrování je stanoveno pevné okno o délce 600 ms (pro obsáhnutí fyziologických změn v tepové

frekvenci), konkrétně 190 ms od R kmitu doleva a 410 ms od R kmitu doprava. Protože některé R kmity byly ze signálu odstraněny, je potřeba nastavit podmínky průměrování. Jednou z podmínek je počet fEKG cyklů, které se budou průměrovat, tedy počet oken. Některé okna mohou obsahovat právě odstraněné části signálu, proto je nutné zvolit druhou podmínku: minimální počet neodstraněných cyklů. Pokud je počet vyšší, než zvolená hodnota, průměrování proběhne. Pokud je počet nižší než zvolená hodnota, tyto fEKG cykly jsou zahozeny. V aplikaci je možnost si oba tyto parametry zvolit. Defaultní hodnota počtu fEKG cyklů ke zprůměrování je nastavena na 30, minimální počet cyklů je nastaven na 5. V tomto defaultním nastavení tedy algoritmus vezme prvních 30 R kmitů, vytvoří v jejich okolí okna a ty zprůměruje (pokud je splněna druhá podmínka). Následně vezme dalších 30 R kmitů a ty opět zprůměruje. Výsledky ukládá do řádků matice. Pokud je na konci signálu méně než 30 R kmitů, ale více než druhá podmínka (defaultně 5), opět cykly zprůměruje.

Součástí tohoto bloku je normalizace amplitudy zprůměrovaných fEKG cyklů pro lepší porovnání morfologie křivek. Tento krok byl zvolen z důvodu nižší hodnoty amplitudy u signálů z abdominálních elektrod a jejich změn během filtrace.

Výpočet parametrů:

Výpočet parametrů probíhá po jednotlivých řádcích průměrové matice. Začátek a konec QRS komplexu je vypočítán vlnkovou transformací pomocí 1. Gaussovy derivované vlnky metodou lokálních minim a lokálních maxim koeficientů na škále 4 (viz kapitola 6.1.2 Vlnková transformace), podobně jako detekce R kmitů v původních signálech. Tato část detektoru byla rovněž převzata ze zdroje [99]. S vlna je detekována jako globální minimum daného řádku průměrové matice.

Detekce P vlny probíhá opět vlnkovou transformací s Gaussovou první derivovanou mateřskou vlnkou. Na referenčních signálech byla testována úspěšnost detekce P vlny na různých škálách, přičemž bylo zjištěno, že nejlepších výsledků je dosaženo na škálách vyšších, proto byla zvolena výchozí škála 10. Detekce počátečního a koncového bodu P vlny je provedena zdvojnásobením vzdálenosti lokálního minima a lokálního maxima koeficientů vlnkové transformace (lokální minima a lokální maxima koeficientů této vlnky znázorňují náběžné a sestupné hrany).

Detekce vlny T byla inspirována publikací [96], protože vlnková transformace ani při použití různých typů vln i škál nebyla u referenčních signálů dostatečně efektivní, pravděpodobně z důvodu její nízké amplitudy u signálů fEKG. Signál byl pro účely detekce T vlny nejprve duplikován, na kopii byl aplikován Butterworthův filtr typu pásmová propust na frekvencích 0,5-10 Hz, kde by vlna T měla mít největší frekvenční zastoupení [96]. Následně byl nulován QRS komplex na hladinu izoliny a T vlna byla nalezena prahováním.

Začátek a konec T vlny byl detekován pomocí upravené Phillipsovy metody, popisované ve článku [97], tedy konstrukcí spojnice vrcholu T vlny a bodu 60 ms před T vlnou a 120 ms za T vlnou. V místě největšího rozdílu mezi přímkou a signálem je stanoven začátek/konec T vlny. Tato metoda byla zvolena, protože dosahuje u referenčních signálů nejlepších výsledků.

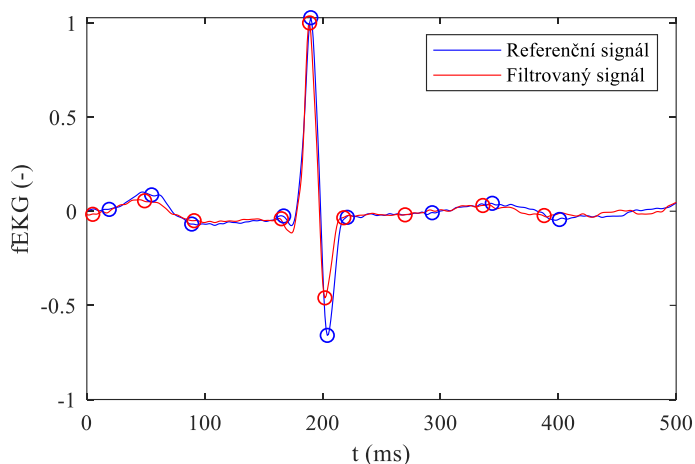
Výpočet délek jednotlivých segmentů:

Výpočet délky jednotlivých segmentů je opět proveden v cyklu pro jednotlivé řádky průměrové matice. Jsou vypočítávány následující segmenty: PQ, QT, ST, délka QRS komplexu, délka T vlny, délka P vlny a délka fEKG cyklu (od začátku P vlny po konec T vlny).

Tato část algoritmu počítá délky jednotlivých úseků a také tyto úseky extrahuje ze signálů a skládá za sebe, pro účely pozdější analýzy morfologie těchto křivek. U některých z těchto nově vzniklých vektorů byla opět normalizována amplituda pro lepší posouzení rozdílů v morfologii.

Vykreslení fEKG cyklů s parametry:

Aplikace skýtá možnost vykreslení fEKG cyklů s parametry do jednoho grafu. Jednotlivé cykly je možné procházet po jednom skrze posuvník a vizuálně porovnávat detekci všech parametrů algoritmem. Funkce je zařazena také pro zpětnou kontrolu detekce, pokud se objeví extrémní hodnoty ve statistickém srovnávání. Graf je propojený s tabulkami na pravé straně zobrazujícími konkrétní hodnoty jednotlivých parametrů. Příklad vykreslení fEKG cyklů s vyznačenými parametry je na Obr. 8.



Obr. 8 – Příklad zobrazení zprůměrovaných cyklů s parametry, metoda: ICA-ANFIS

STAN:

Funkce STAN provádí ST analýzu vypočtením poměru T/QRS (viz. kapitola 2.2 Analýza ST intervalu) v každém ze zprůměrovaných fEKG cyklů, tedy poměru amplitudy T vlny ku rozsahu R kmitu a S kmitu. Součástí této funkce je také vykreslení poměru do grafu v závislosti na čase pro porovnání výsledků ST analýzy u obou signálů. Barevné značení grafu bylo opět inspirováno přístroji STAN používanými v klinické praxi.

Vykreslení parametrů v čase:

Veškeré detekované parametry (amplitudy vln, pozice vln) i vypočtené délky úseků (PQ, QT, ST, délka QRS komplexu, délka T vlny a délka P vlny) je možné vzájemně vizuálně porovnat v grafech, které porovnávají tyto párové hodnoty v čase. Dále je možnost všechny parametry jednotlivě ukládat ve formátu .mat pro jejich pozdější využití.

Statistická analýza:

Poslední funkcí této aplikace je otevření nové aplikace pro statistické vyhodnocení dat. Tato aplikace je schopná všechny parametry vypočtené dříve zobrazit do Bland-Altmanova grafu pro vizuální i statistické porovnání obou signálů v daném parametru. Dále aplikace automaticky vypočítává z Bland-Altmanovy statistiky parametry: TP, FP, FN, ACC, Se, PPV, F1 (dle vzorečků v kapitole 5 Hodnocení) a zobrazuje je do tabulky pro rychlé a přehledné vyhodnocení výsledků. V případě, že Bland-Altmanův graf má vertikální osu značenou reference-metoda (jako v této práci), jsou FP hodnoty pod dolní limitou shody a FN hodnoty nad horní limitou shody.

Aplikace dokáže zobrazit Bland-Altmanovy grafy a vypočítat statistické parametry pro tyto komponenty: amplitudy vln, pozice vlny, délky segmentů, morfologie segmentů, morfologie fEKG cyklů (z pohledu okna o délce 500 ms a z pohledu křivky mezi začátkem P vlny a koncem T vlny).

Grafické uživatelské rozhraní:

Na Obr. 9 je znázorněno uživatelské rozhraní aplikace pro porovnání signálů a výpočet parametrů. V levém horním rohu je blok pro načtení signálů, volbu tepové frekvence a vykreslení signálů. Vedle něj je umístěn blok pro odstranění R kmitů s nastavením jednotlivých parametrů. Výsledný efekt lze zobrazit vykreslením tepové frekvence tlačítkem pod parametry.

Pod panelem s načtením signálů je umístěn panel pro průměrování fEKG cyklů a nastavení k tomu přidružených parametrů. Pod tímto panelem jsou umístěna tlačítka pro výpočet pozic vln a délek segmentů.

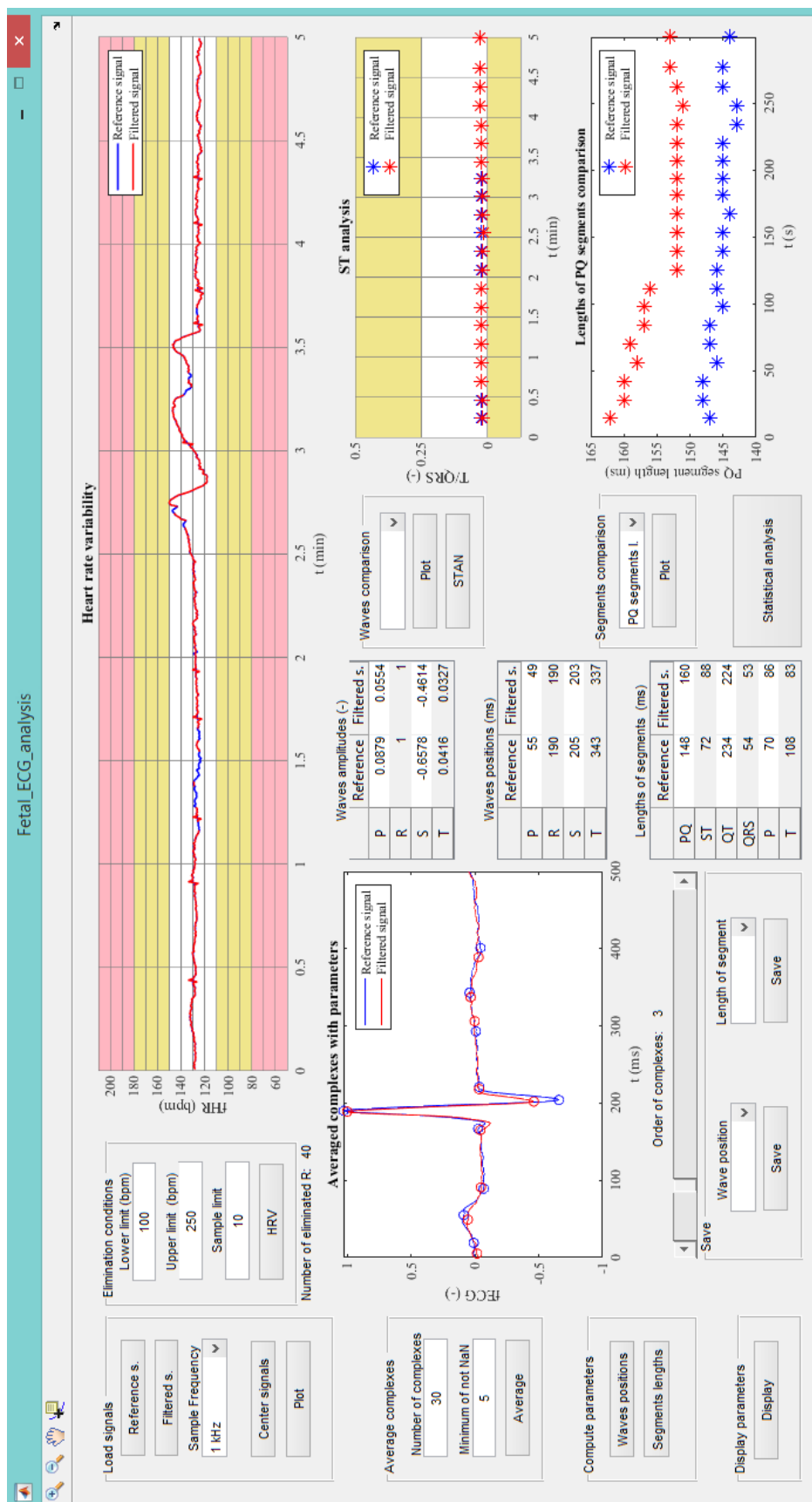
V levém dolním rohu je umístěno tlačítko pro vykreslení fEKG cyklu s vyznačenými parametry do grafu, který je umístěn po pravé straně. Pod grafem je posuvník, který umožňuje procházet jednotlivé cykly. S grafem jsou provázány tabulky umístěné vpravo.

Pod posuvníkem je umístěn panel pro uložení parametrů (pozic, amplitud vln a jednotlivých délek) ve formátu .mat.

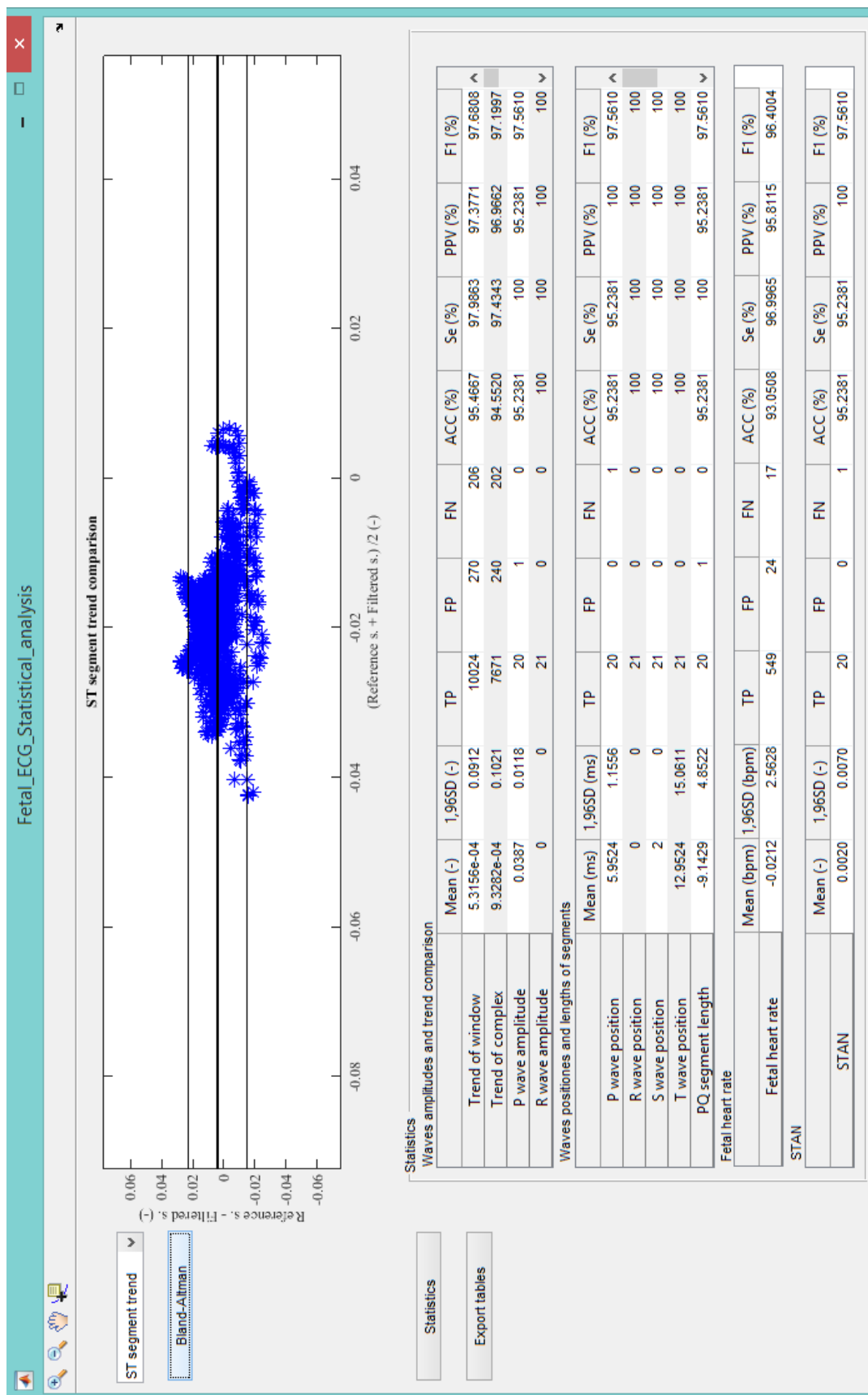
V pravém dolním rohu jsou umístěny grafy pro znázornění ST analýzy, pozic a amplitud vln v čase a délek v čase. Tlačítko *Statistical analysis* slouží pro otevření následující aplikace (viz Obr. 11).

Na Obr. 10 je zobrazeno uživatelské rozhraní pro statistickou analýzu rozdílů mezi referenčním a filtrovaným signálem. V horní části je možnost zobrazení Bland-Altmanova grafu pro daný parametr. Výběr zobrazovaného parametru je umístěn v levé horní části aplikace.

V dolní části aplikace je umístěn panel s tabulkami, ve kterých se po stisknutí tlačítka nalevo vypočtou statistické parametry pro všechny porovnávané veličiny. Tabulky jsou rozděleny podle jednotek a lze je exportovat ve formátu .xls.



Obr. 9 – Uživatelské rozhraní aplikace pro porovnání filtrovaného a referenčního fEKG



Obr. 10 – Uživatelské rozhraní aplikace pro statistickou analýzu

8 Srovnávací studie účinnosti metod

V této kapitole bude podrobně rozebrána efektivita jednotlivých metod z hlediska úspěšnosti detekce daných parametrů fEKG křivky. Kapitola je rozdělena na podkapitoly dle parametrů, u každého je jednotlivě rozebrána efektivita filtračních metod na každém z testovaných signálů.

Protože u porovnání délek jednotlivých segmentů je z důvodu průměrování signálu k dispozici jen několik hodnot, byla statistika doplněna také o vzájemné porovnání křivek v daném úseku v každém vzorku.

Filtrační metody byly testovány na pěti signálech z databáze abdominálního a invazivního elektrokardiogramu plodu (ADFECGDB) – viz kapitola 4 Veřejně dostupné databáze neinvazivního plodového EKG.

Pro přehlednost textu jsou v této kapitole uvedeny tabulky i grafy pouze pro signál r01, tabulky a grafy ke zbývajícím signálům jsou uvedeny v přílohách této práce. Střední hodnota je ve všech tabulkách značena řeckým písmenem μ , směrodatná odchylka je značena σ . V poslední podkapitole jsou shrnuty celkové výsledky a vyhodnoceny nejefektivnější metody.

8.1 Stanovení tepové frekvence

Vzájemné porovnávání tepové frekvence bylo provedeno na křivkách jejího průběhu v čase. Pro dosažení lepších výsledků při vyhodnocování morfologie byly odstraněny některé části křivky, které vznikly špatně detekovanými R kmity, kde by morfologie mohla být v dalších krocích ovlivněna pozůstatky QRS komplexů matky (viz kapitola 7 Návrh evaluačního algoritmu).

Pro odstranění chybně detekovaných R kmitů bylo použito jednotné nastavení: tepová frekvence nižší než 100 úderů za minutu nebo vyšší než 250 úderů za minutu a změna tepové frekvence menší než 10 úderů za minutu

Z obrázků (Obr. 11-Obr. 12 a Obr. 28-Obr. 35) je patrné, že pro pouhou detekci R kmitů jsou vhodné všechny čtyři metody. Křivky ani Bland-Altmanovy grafy nedisponují žádnými výraznými rozdíly. Jediný výrazný rozdíl lze zpozorovat u signálu r05 a r08, kde oproti ostatním signálům nebyly u metod s WT detekovány žádné extrémní hodnoty.

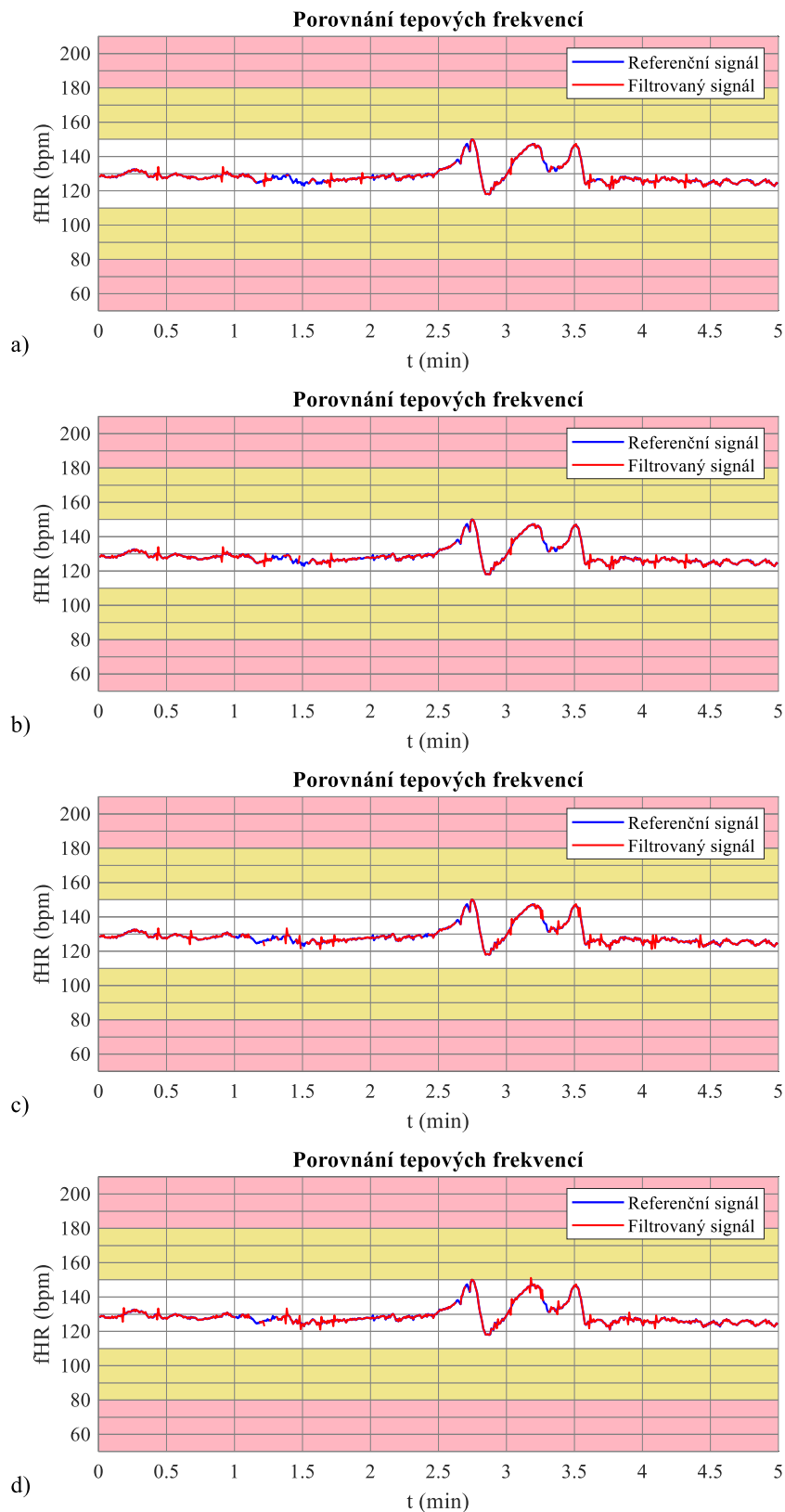
Ze statistické analýzy shrnuté v Tab. 8 a Tab. 27-Tab. 30 vyplývá, že nejlepší detekce R kmitu u signálu r01 byla dosažena při použití metody ICA-RLS z pohledu všech parametrů. Nicméně ostatní metody dosahují podobných výsledků. Pro signál r02 je dle tabulky nejefektivnější metoda ICA-RLS-WT, pro signál r05 dosáhla nejlepších výsledků v rámci zhodnocení všech parametrů metoda ICA-RLS, hned za ní metoda ICA-ANFIS a o několik procent méně dosáhly metody s WT. U signálu r08 byla nejefektivnější metoda ICA-ANFIS-WT z pohledu všech parametrů kromě Se. O několik procent horších výsledků oproti ostatním metodám dosáhla metoda ICA-RLS-WT. Pro signál r09 byla tato metoda ale zase dle všech parametrů nejefektivnější. Nicméně, rozdíly v hodnotách parametrů u tohoto signálu jsou zanedbatelné.

U všech testovaných signálů se prokázalo, že metody s použitím WT dosahují prokazatelně nižší střední hodnoty (u signálů r01, r05 a r08) až o jeden řád. Limity shody jsou také prokazatelně nižší u metod s WT u signálů r05 a r08.

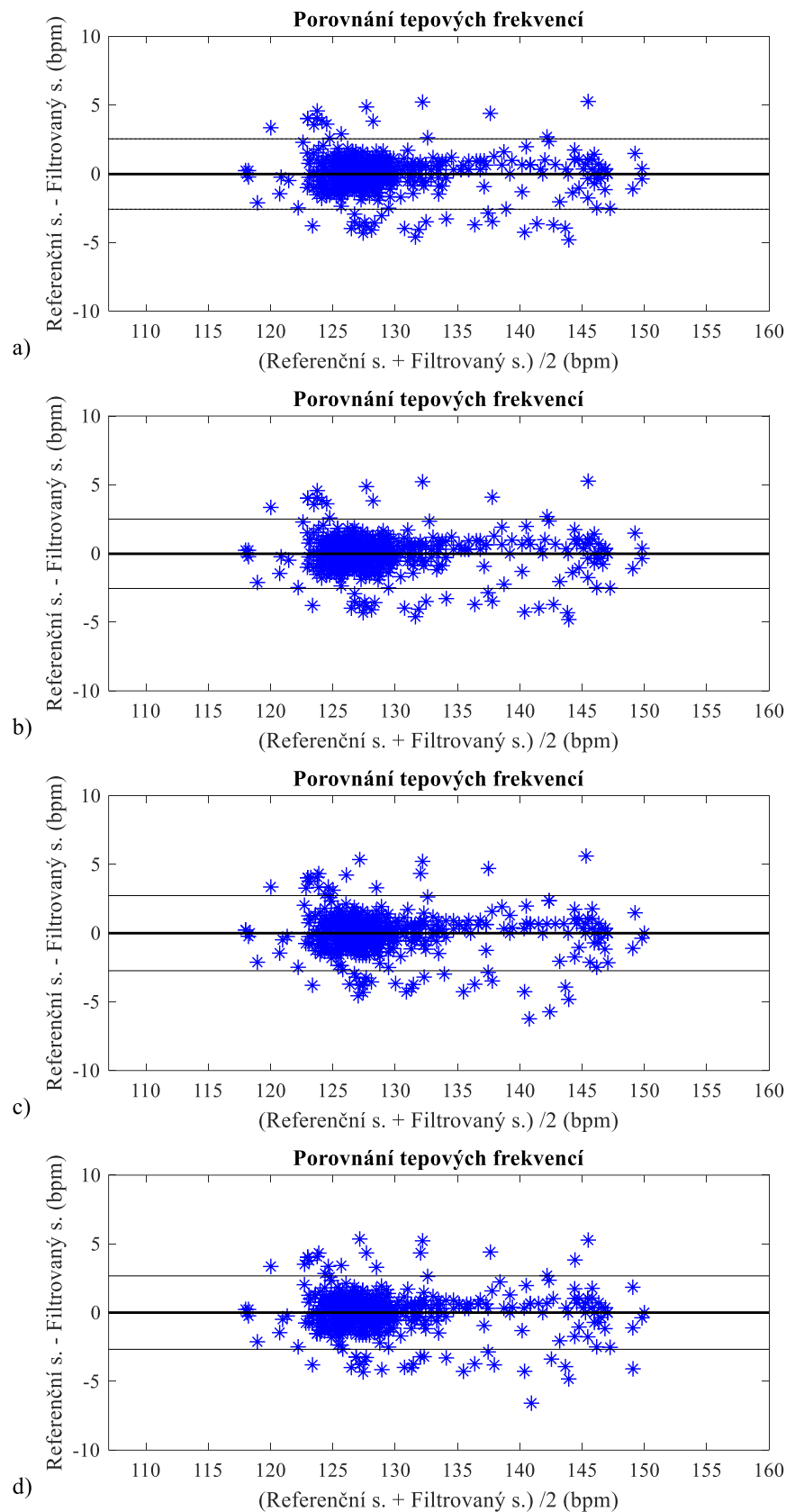
Z výše uvedených skutečností lze učinit závěr, že pro stanovení tepové frekvence jsou efektivnější metody s WT – mírně lepších výsledků dosahuje metoda ICA-RLS-WT dle střední hodnoty i limit shody.

Tab. 8 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při měření tepové frekvence statistickými parametry

Metoda	μ (bpm)	$\pm 1,96\sigma$ (bpm)	TP	FP	FN	ACC (%)	Se (%)	PPV (%)	F1 (%)
ICA-ANFIS	-0,021	2,56	549	24	17	93,05	97,00	95,81	96,40
ICA-RLS	-0,023	2,52	569	23	15	93,74	97,43	96,11	96,77
ICA-ANFIS-WT	-0,003	2,73	549	26	19	92,42	96,65	95,48	96,06
ICA-RLS-WT	0,002	2,67	570	25	19	92,83	96,77	95,80	96,28



Obr. 11 – Porovnání časových průběhů tepových frekvencí referenčního a filtrovaného signálu r01 pro jednotlivé metody:
a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS, c) ICA-ANFIS-WT, d) ICA-RLS-WT



Obr. 12 – Porovnání tepových frekvencí referenčního a filtrovaného signálu r01 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS, c) ICA-ANFIS-WT, d) ICA-RLS-WT

8.2 Stanovení STAN

Při posouzení rozdílů poměrů T/QRS je především směrodatná amplituda kmitů R a S a amplituda T vlny. Při předzpracování signálů je amplituda normalizována (dle R kmitu), aby se předešlo chybě vzniklé špatným zesílením signálu. Rozhodující v tomto poměru je tedy detekce amplitudy S kmitu a T vlny. Při použití metody ICA je amplituda S vlny mírně potlačena, tento bod a nalezená pozice T vlny budou tedy kritickým faktorem při tomto hodnocení.

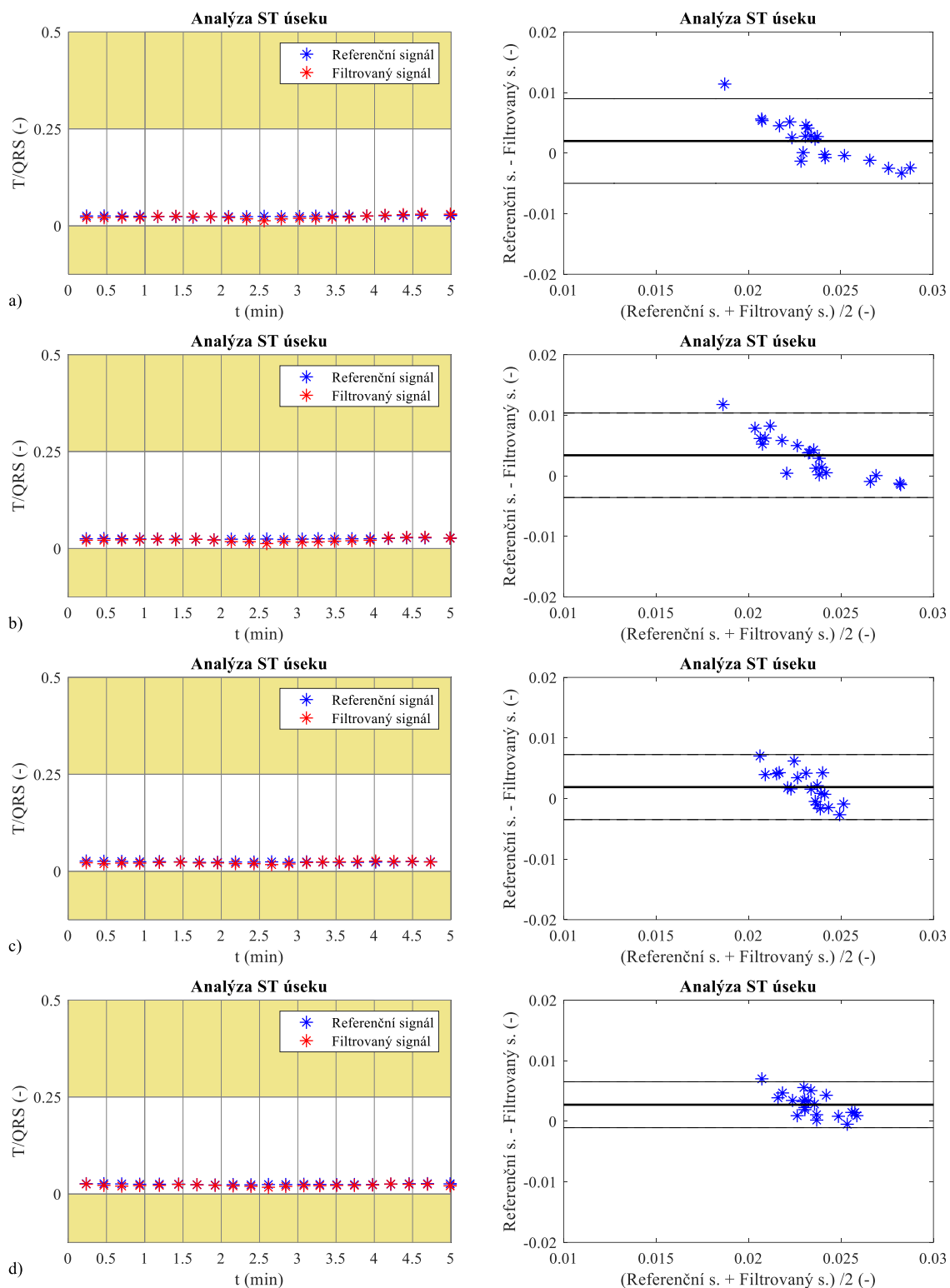
Pro signál r01 při porovnání výsledků ST analýzy dopadla nejlépe metoda ICA-ANFIS-WT. U signálů r02, r05 a r09 dosáhla u všech parametrů 100 % metoda ICA-ANFIS. U signálů r02 a r08 dosáhla 100 % dle všech parametrů metoda ICA-RLS. Při testování signálů r05 a r09 dosáhla ve všech parametrech 100 % také metoda ICA-RLS-WT (viz Tab. 9 a Tab. 31-Tab. 34 a viz Obr. 13 a Obr. 36-Obr. 39).

Při grafickém posouzení a dle limit shody si ale u všech signálů kromě r08 vedly lépe metody s WT. Tento fakt naznačuje, že 95 % hodnot normálního rozložení dat by s jistotou mělo spadat do velmi úzkého intervalu, a proto jsou metody přesnější.

Grafy jsou znázorněny s barevnými mezníky hraničních hodnot, tak jak je zvykem v klinické praxi. U všech testovaných signálů je na první pohled viditelné, že hodnoty filtrovaného signálu kopírují hodnoty referenčního signálu a poměry ani zdaleka nedosahují hraničních hodnot. Z toho lze usoudit, že mezi metodami neexistuje statisticky významný rozdíl.

Tab. 9 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při výpočtu ST analýzy statistickými parametry

Metoda	$\mu (-)$	$\pm 1,96\sigma (-)$	TP	FP	FN	ACC (%)	Se (%)	PPV (%)	F1 (%)
ICA-ANFIS	0,0020	0,0070	20	0	1	95,24	95,24	100,00	97,56
ICA-RLS	0,0034	0,0070	20	0	1	95,24	95,24	100,00	97,56
ICA-ANFIS-WT	0,0019	0,0054	20	0	0	100,00	100,00	100,00	100,00
ICA-RLS-WT	0,0027	0,0038	20	0	1	95,24	95,24	100,00	97,56



Obr. 13 – Porovnání ST analýz referenčního a filtrovaného signálu r01 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS, c) ICA-ANFIS-WT, d) ICA-RLS-WT

8.3 Délka a trend QT intervalu

Z grafů (viz Obr. 14-Obr. 15 a Obr. 40-Obr. 47) vyplývá, že QT interval naměřený z filtrovaného signálu je o několik ms delší než ten získaný z referenčního signálu. To je pravděpodobně způsobeno posunutím konce T vlny u filtrovaného signálu.

U QT intervalu i u následujících segmentů byl mimo jejich délku (viz Tab. 10 a Tab. 35-Tab. 38) posuzován také rozdíl v amplitudě jednotlivých křivek (viz Tab. 11 a Tab. 39-Tab. 42).

Pro detekci délky QT intervalu je pro signál r01 nejspolehlivější metoda ICA-RLS, u které bylo dosaženo u všech parametrů 100 %. Tato metoda také u všech ostatních signálů dosahuje nejnižší střední hodnoty (u signálu r09 je mírně vyšší než u metody ICA-ANFIS).

Při grafickém zhodnocení měření délky QT intervalu lze upozorovat, že u metod bez WT většinou pomyslná křivka křížků filtrovaného signálu kopíruje tu z referenčního signálu. U metod s WT se občas vyskytují extrémní hodnoty. U signálů r08 a r09 dosahuje poměrně dobrých výsledků i metoda ICA-ANFIS-WT.

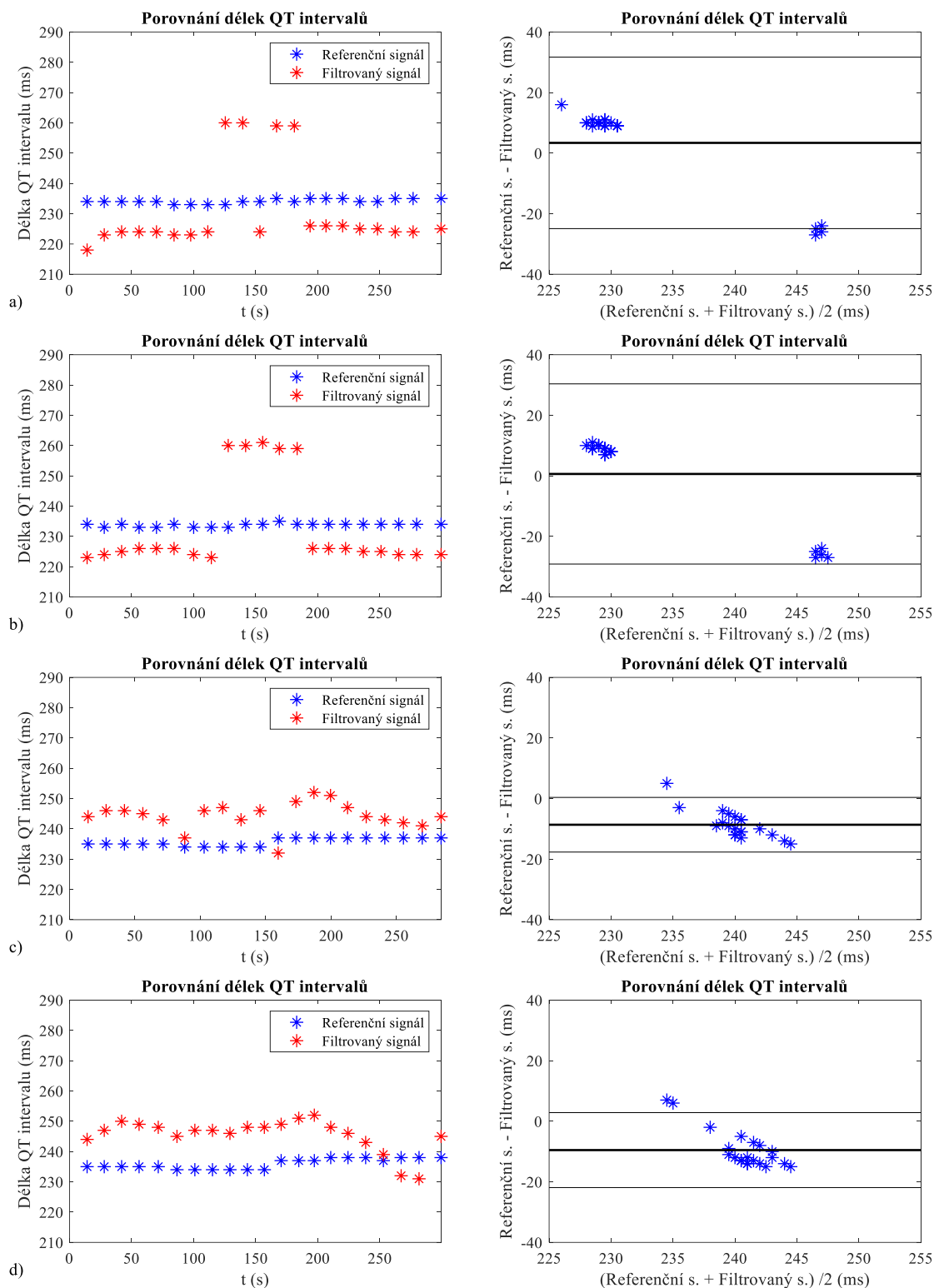
Z pohledu průběhu křivky v tomto úseku u signálu r01 dosahovaly metody srovnatelných výsledků. U ostatních signálů lze upozorovat na hodnotách v tabulkách i grafech, že metody bez WT dosáhly nepatrně lepších výsledků dle střední hodnoty, užšího intervalu limit shody, a v průměru i ve statistických parametrech. U těchto parametrů je rozdíl mezi metodami ICA-ANFIS a ICA-RLS u všech signálů v intervalu 1 %, tudíž rozdíl je zanedbatelný.

Tab. 10 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při měření délky QT intervalu statistickými parametry

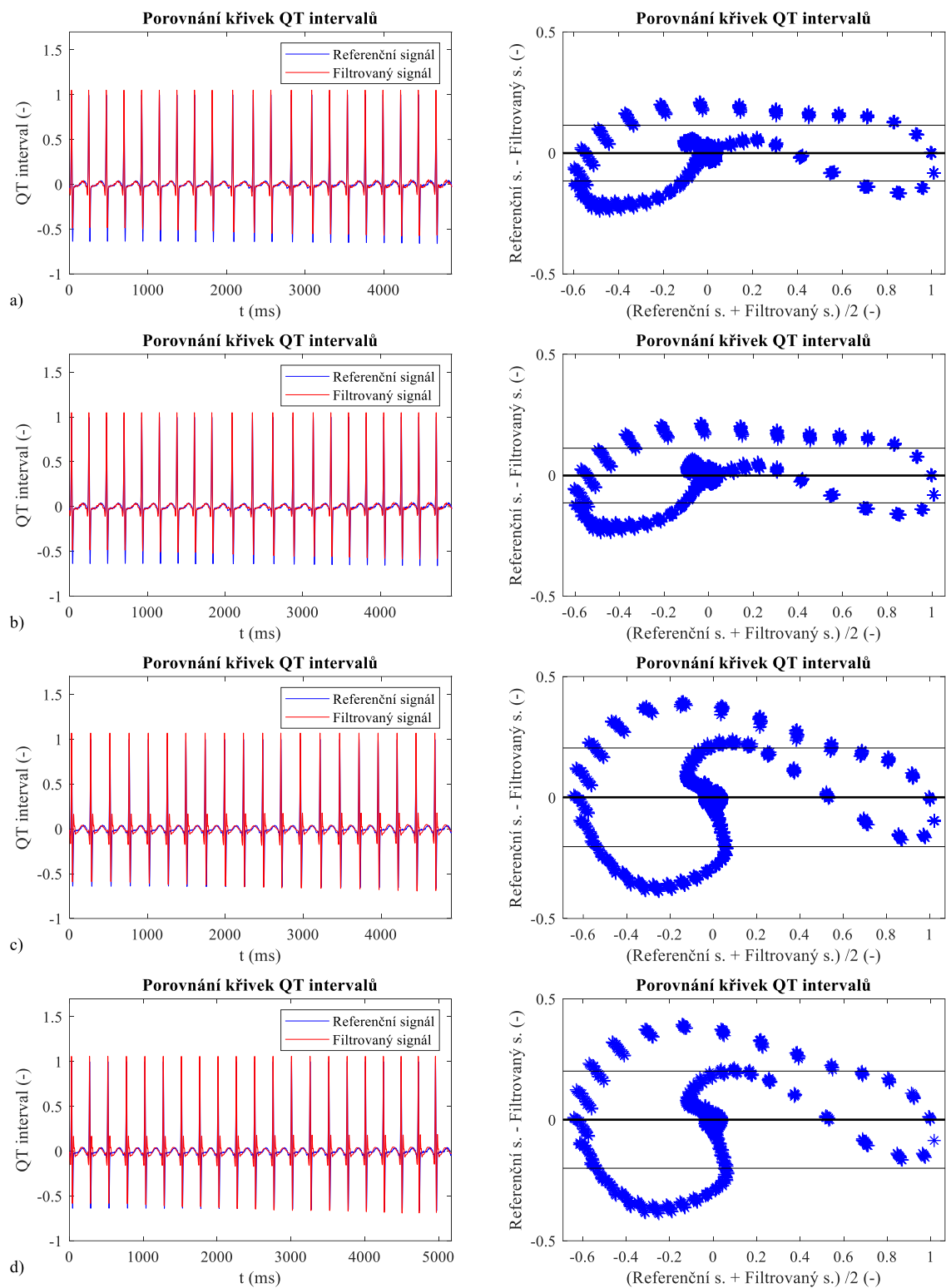
Metoda	μ (ms)	$\pm 1,96\sigma$ (ms)	TP	FP	FN	ACC (%)	Se (%)	PPV (%)	F1 (%)
ICA-ANFIS	3,38	28,30	18	3	0	85,71	100,00	85,71	92,31
ICA-RLS	0,62	29,75	21	0	0	100,00	100,00	100,00	100,00
ICA-ANFIS-WT	-8,65	9,02	19	0	1	95,00	95,00	100,00	97,44
ICA-RLS-WT	-9,52	12,37	19	0	2	90,48	90,48	100,00	95,00

Tab. 11 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při porovnání křivek v úseku QT intervalu statistickými parametry

Metoda	μ (-)	$\pm 1,96\sigma$ (-)	TP	FP	FN	ACC (%)	Se (%)	PPV (%)	F1 (%)
ICA-ANFIS	-0,00078	0,12	4403	277	187	90,47	95,93	94,08	94,99
ICA-RLS	-0,00127	0,11	4451	279	187	90,52	95,97	94,10	95,03
ICA-ANFIS-WT	0,00080	0,20	4446	242	220	90,59	95,29	94,84	95,06
ICA-RLS-WT	0,00048	0,20	4736	261	179	91,50	96,36	94,78	95,56



Obr. 14 – Porovnání délek QT intervalů u referenčního a filtrovaného signálu r01 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS, c) ICA-ANFIS-WT, d) ICA-RLS-WT



Obr. 15 – Porovnání křivek QT intervalů u referenčního a filtrovaného signálu r01 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS, c) ICA-ANFIS-WT, d) ICA-RLS-WT

8.4 Délka a trend PQ segmentu

Posuzování PQ segmentu bylo provedeno pouze pro metody bez vlnkové transformace, protože u metod s vlnkovou transformací byla ve většině případů neúspěšná detekce P vlny z důvodu jejího posunutí. Nicméně, PQ interval není primárně významným parametrem pro zhodnocení hypoxie plodu.

Na Bland-Altmanových grafech (viz Obr. 16-Obr. 17 a Obr. 48-Obr. 55) lze vidět opět porovnání jak délek, tak amplitud křivky v daném úseku pro dané metody. Z těchto grafů i z časových průběhů lze usoudit, že filtrovaný signál má tento úsek opět delší o průměrně 9,1 ms u metody ICA-ANFIS a 7,9 ms u metody ICA-RLS pro signál r01. U ostatních signálů je toto posunutí menší. U signálu r02 a r08 dle střední hodnoty při posuzování délky intervalu byla úspěšnější metoda ICA-RLS. U signálu r08 byla metoda ICA-ANFIS absolutně neefektivní. Střední hodnota je sice u tohoto signálu -6,5, což nelze brát jako neúspěch, nicméně hodnota $1,96\sigma$ je 87,61, což jednoznačně poukazuje na velké množství extrémních hodnot a tedy neúspěšnou detekci pro tento typ filtrace. Toto tvrzení lze ověřit kontrolou grafu, kde je na první pohled zřetelné, že filtrovaný signál ani zdaleka nekopíruje pomyslnou křivku toho referenčního.

Z hlediska statistických parametrů byly metody při detekci délky stejně efektivní u signálů r01, r02 a r09. U signálu r05 byla úspěšnější metoda ICA-RLS dle parametrů ACC, Se a F1 (viz Tab. 12 a Tab. 43-Tab. 46).

Při zvážení všech pro a proti byla při porovnání délky PQ segmentu stanovena jako efektivnější metoda ICA-RLS.

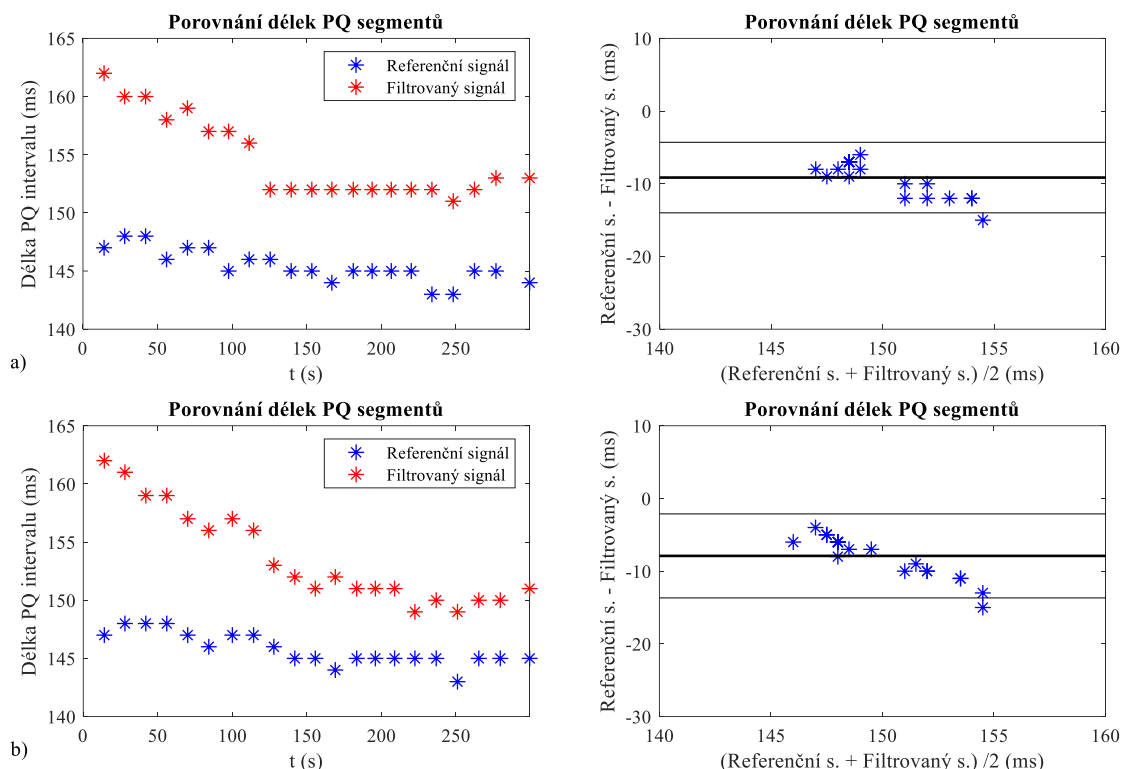
Při porovnání křivek PQ intervalů dosáhly obě metody srovnatelných výsledků. Parametry PPV a F1 dosahují u obou metod a všech testovaných signálů hodnoty nad 95 %. Co se týče parametrů ACC a Se, dosahuje mírně lepších výsledků metoda ICA-RLS u signálů r02, r05 a r08 a u signálů r01 a r09 zase metoda ICA-ANFIS (viz Tab. 13 a Tab. 47-Tab. 50).

Tab. 12 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při měření délky PQ segmentu statistickými parametry

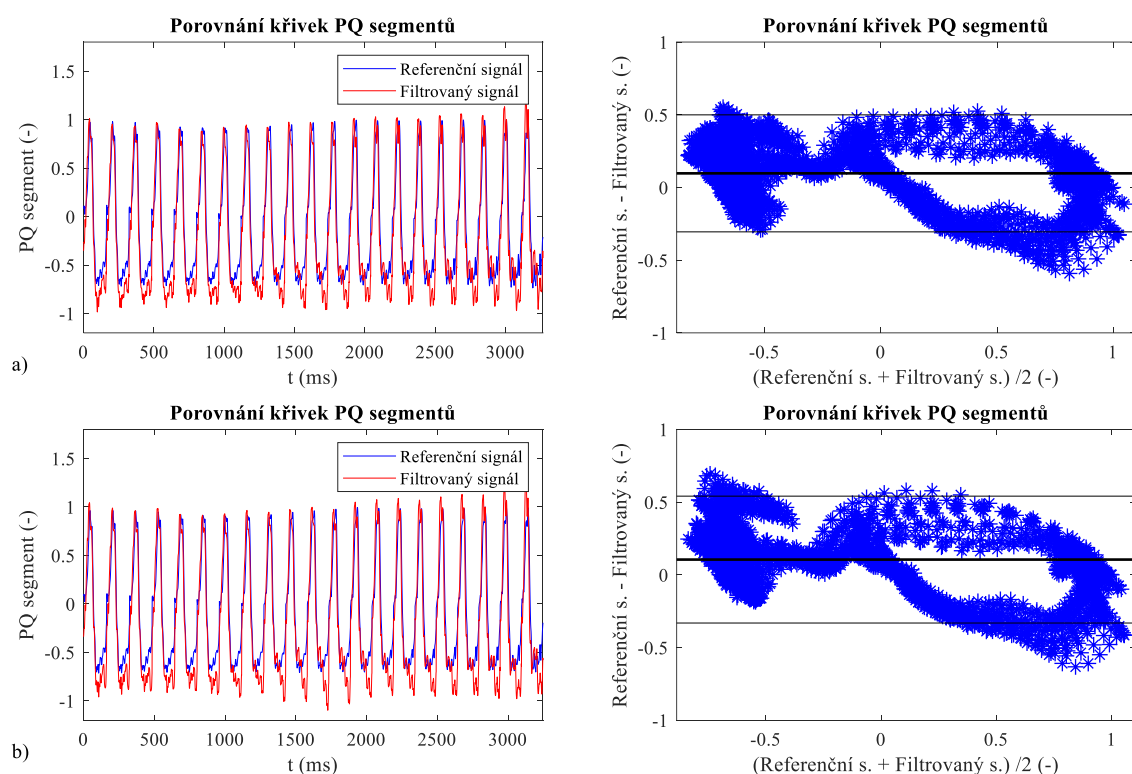
Metoda	μ (ms)	$\pm 1,96\sigma$ (ms)	TP	FP	FN	ACC (%)	Se (%)	PPV (%)	F1 (%)
ICA-ANFIS	-9,14	4,85	20	1	0	95,24	100,00	95,24	97,56
ICA-RLS	-7,90	5,78	20	1	0	95,24	100,00	95,24	97,56

Tab. 13 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při porovnání křivek v úseku PQ segmentu statistickými parametry

Metoda	μ (-)	$\pm 1,96\sigma$ (-)	TP	FP	FN	ACC (%)	Se (%)	PPV (%)	F1 (%)
ICA-ANFIS	0,097	0,40	3119	135	13	95,47	99,58	95,85	97,68
ICA-RLS	0,105	0,44	3071	127	50	94,55	98,40	96,03	97,20



Obr. 16 – Porovnání délek PQ segmentů referenčního a filtrovaného signálu r01 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS



Obr. 17 – Porovnání křivek PQ segmentů referenčního a filtrovaného signálu r01 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS

8.5 Délka a trend ST úseku

Podobně jako v předchozím případě a ze stejných důvodů byly pro porovnání křivek i délky ST segmentu porovnávány jen metody ICA-ANFIS a ICA-RLS (viz Obr. 18-Obr. 19 a Obr. 56-Obr. 63). Při porovnání délky ST segmentu se u všech signálů vyskytuje poměrně velký rozdíl střední hodnoty mezi referenčním a filtrovaným signálem (viz Tab. 14 a Tab. 51-Tab. 54). Pokud by ale bylo podstatou v časovém průběhu hodnotit změnu délky ST úseku, při kontrole grafů lze zjistit, že trend referenčního signálu více kopíruje filtrovaný signál metody ICA-RLS. To lze potvrdit i posouzením hodnoty $1,96\sigma$ v tabulkách, která ukazuje na výskyt extrémních hodnot. Zatímco metoda ICA-ANFIS vykazuje ve všech případech (kromě signálu r08) nižší střední hodnotu, tedy rozdíl délek, metoda ICA-RLS vykazuje zase daleko větší stabilitu při sledování trendu (nižší hodnoty $1,96\sigma$ a méně extrémních hodnot v grafech). Z hlediska statistických parametrů dosahují metody stejných výsledků u signálu r05, r08 a r09. U signálu r01 kromě parametru Se dosahuje lepších výsledků metoda ICA-RLS a u signálu r02 kromě parametru PPV také.

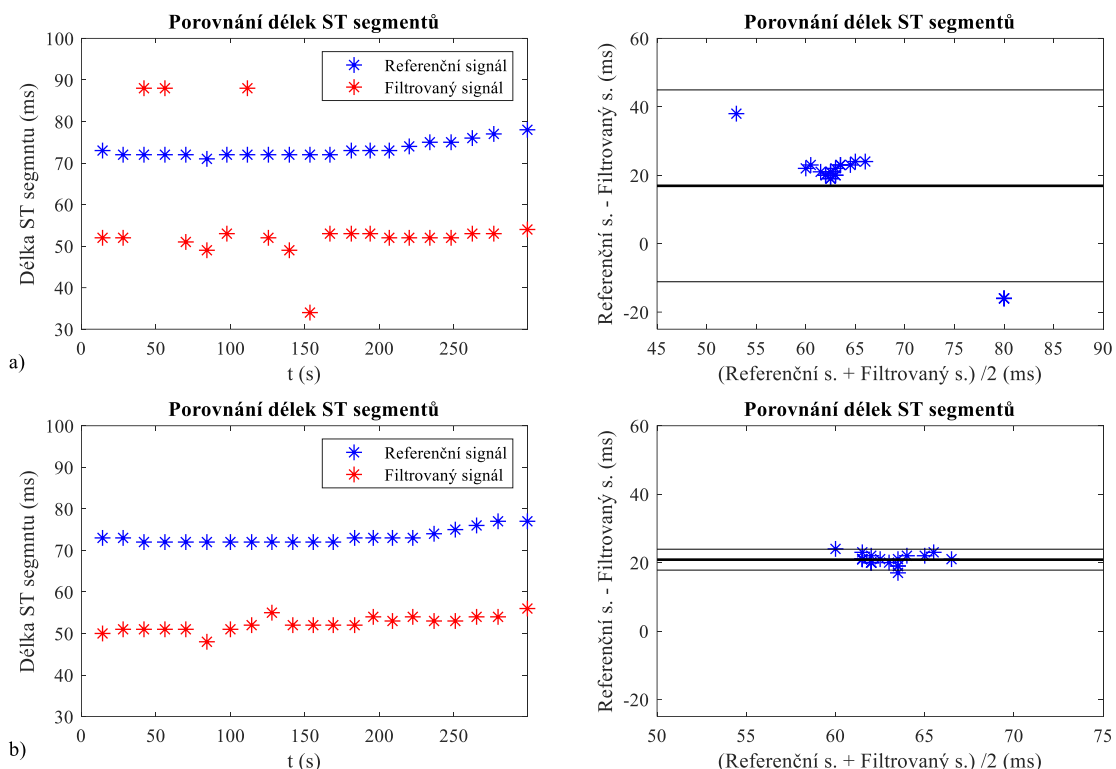
Porovnáním křivek v daném úseku se metody jeví jako srovnatelné (viz Tab. 15 a Tab. 55-Tab. 58). U signálů r05, r08 a r09 byl dosažen výsledek u všech parametrů nad 95 %. Rozdíly v amplitudách jsou u všech signálů v řádu desetin nebo tisícín. U tohoto úseku nebyla provedena normalizace, protože v něm není zahrnuta žádná vlna, a tudíž by bylo zesíleno jen rušení.

Tab. 14 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při měření délky ST segmentu statistickými parametry

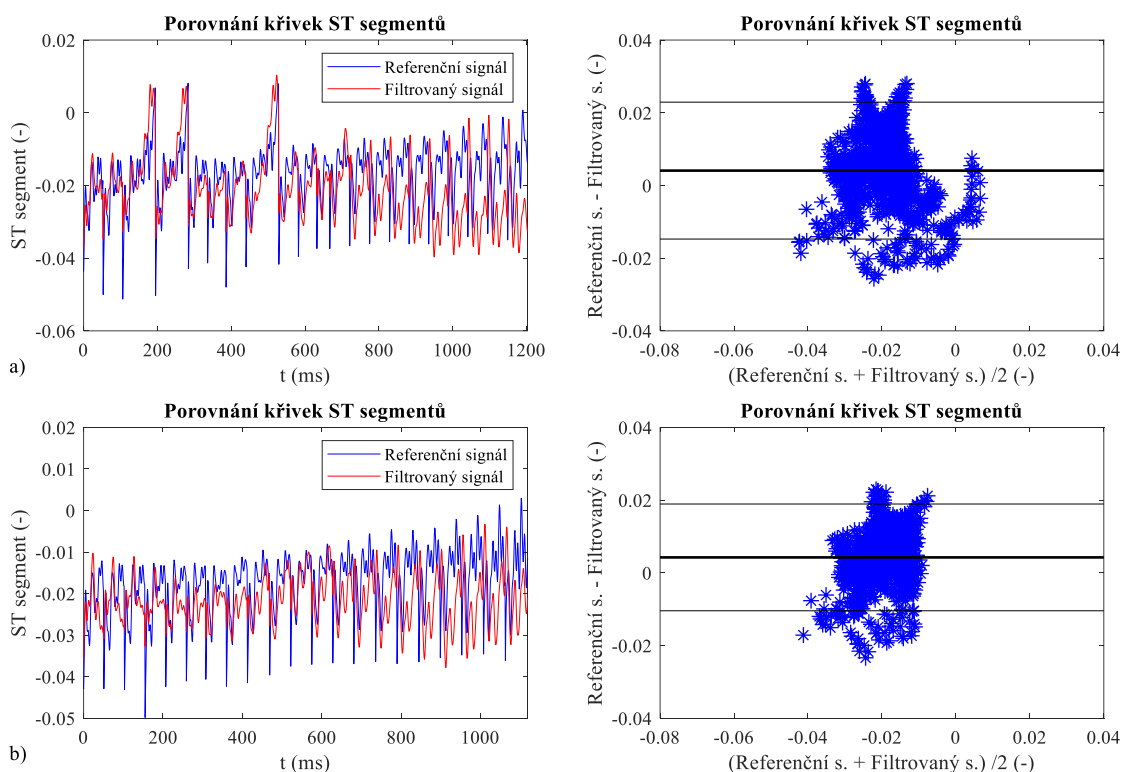
Metoda	μ (ms)	$\pm 1,96\sigma$ (ms)	TP	FP	FN	ACC (%)	Se (%)	PPV (%)	F1 (%)
ICA-ANFIS	16,90	28,03	18	3	0	85,71	100,00	85,71	92,31
ICA-RLS	20,86	3,05	19	1	1	90,48	95,00	95,00	95,00

Tab. 15 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při porovnání křivek v úseku ST segmentu statistickými parametry

Metoda	μ (-)	$\pm 1,96\sigma$ (-)	TP	FP	FN	ACC (%)	Se (%)	PPV (%)	F1 (%)
ICA-ANFIS	0,0041	0,019	1125	51	28	93,44	97,57	95,66	96,61
ICA-RLS	0,0042	0,015	1042	56	22	93,04	97,93	94,90	96,39



Obr. 18 – Porovnání délek ST segmentů referenčního a filtrovaného signálu r01 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS



Obr. 19 – Porovnání křivek ST segmentů referenčního a filtrovaného signálu r01 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS

8.6 Délka a trend QRS komplexu

Grafy porovnání křivek a délek QRS komplexu jsou zobrazeny na Obr. 20-Obr. 21 a Obr. 64-Obr. 71. Při porovnávání délky QRS komplexů byly metody opět srovnatelné (viz Tab. 16 a Tab. 59-Tab. 62). U všech signálů kromě r09 byla dosažena nižší střední hodnota u metody ICA-RLS. Z hlediska všech parametrů (ACC, Se, PPV a F1) si tato metoda vedla také nepatrně lépe než ICA-ANFIS.

Porovnání křivek QRS komplexu srovnáním amplitudy je ovlivněno značně jinou amplitudou S vlny filtrovaného signálu oproti referenčnímu. Z tohoto důvodu nebyly dosaženy takové procentuální hodnoty, jako u jiných porovnání (viz Tab. 17 a Tab. 63-Tab. 66). Dle střední hodnoty i limit shody si ve všech případech opět vedla lépe metoda ICA-RLS (kromě střední hodnoty u signálu r01).

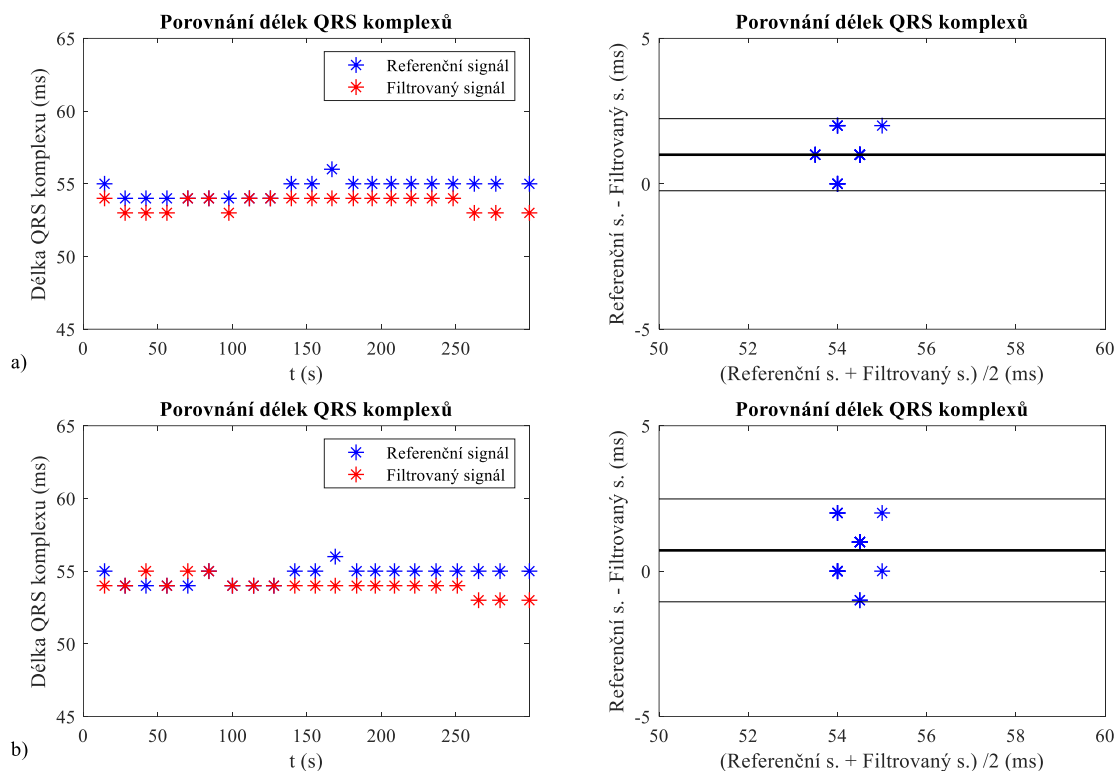
Při porovnání grafů lze na první pohled zpozorovat větší rozdíly v křivkách pouze u signálů r08.

Tab. 16 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při měření délky QRS komplexu statistickými parametry

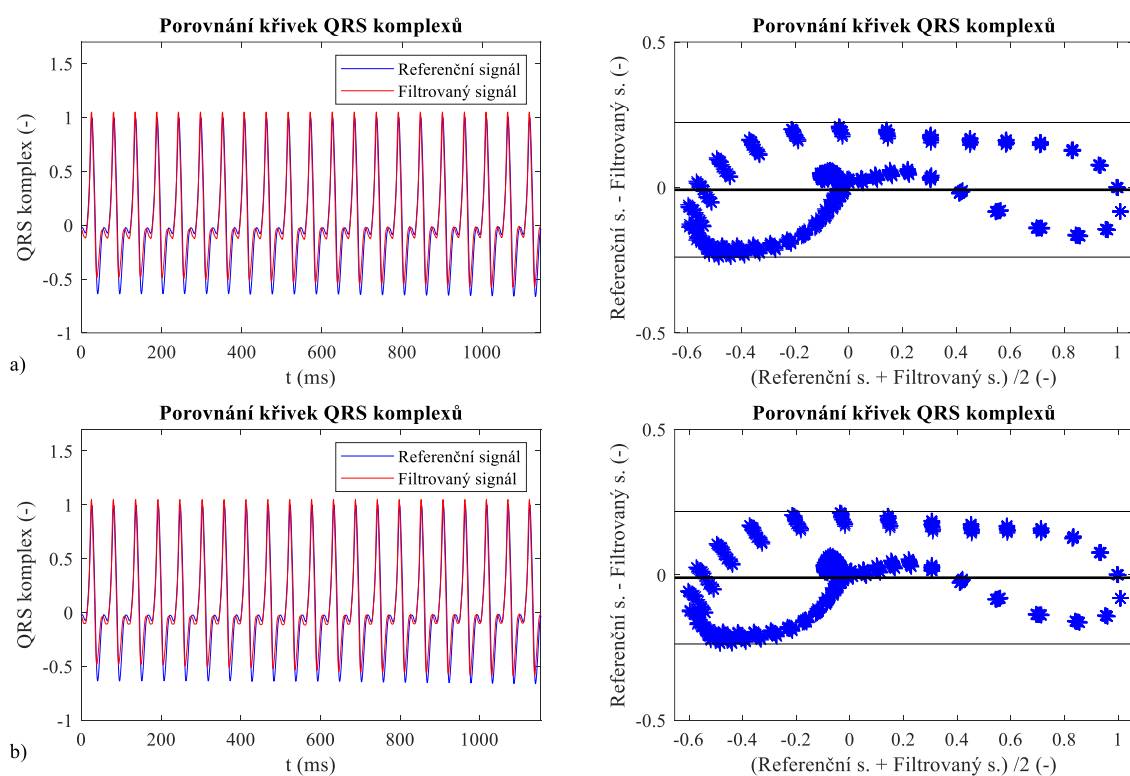
Metoda	μ (ms)	$\pm 1,96\sigma$ (ms)	TP	FP	FN	ACC (%)	Se (%)	PPV (%)	F1 (%)
ICA-ANFIS	1,00	1,24	21	0	0	100,00	100,00	100,00	100,00
ICA-RLS	0,71	1,77	21	0	0	100,00	100,00	100,00	100,00

Tab. 17 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při porovnání křivek v úseku QRS komplexu statistickými parametry

Metoda	μ (-)	$\pm 1,96\sigma$ (-)	TP	FP	FN	ACC (%)	Se (%)	PPV (%)	F1 (%)
ICA-ANFIS	-0,008	0,23	1146	2	0	99,83	100,00	99,83	99,91
ICA-RLS	-0,010	0,23	1154	1	0	99,91	100,00	99,91	99,96



Obr. 20 – Porovnání délek QRS komplexů referenčního a filtrovaného signálu r01 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS



Obr. 21 – Porovnání křivek QRS komplexů referenčního a filtrovaného signálu r01 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS

8.7 Délka a trend P vlny

Grafy porovnání délek a křivek P vlny jsou zobrazeny na Obr. 22-Obr. 23 a Obr. 72-Obr. 79. Měření délky P vlny bylo opět smysluplné jen pro metody bez WT. Při porovnání délek byla u signálu r08 opět neefektivní metoda ICA-ANFIS. U ostatních signálů metoda ICA-RLS dosahuje nižší střední hodnoty (r01, r02 a r05), zato ale u těchto signálů limity shody zahrnují větší interval hodnot (viz Tab. 18 a Tab. 67-Tab. 70).

Dle statistických parametrů ACC, Se, PPV i F1 u signálu r01 dosáhly obě metody 100 %. U signálu r02 a r05 byla z hlediska těchto parametrů efektivnější metoda ICA-ANFIS. U signálu r09 byla efektivnější metoda ICA-RLS. U signálu r08 dosáhly obě metody dle všech parametrů 100 %, nicméně ICA-ANFIS dosáhla střední hodnoty a limit shody neslučitelné s diagnostickými účely.

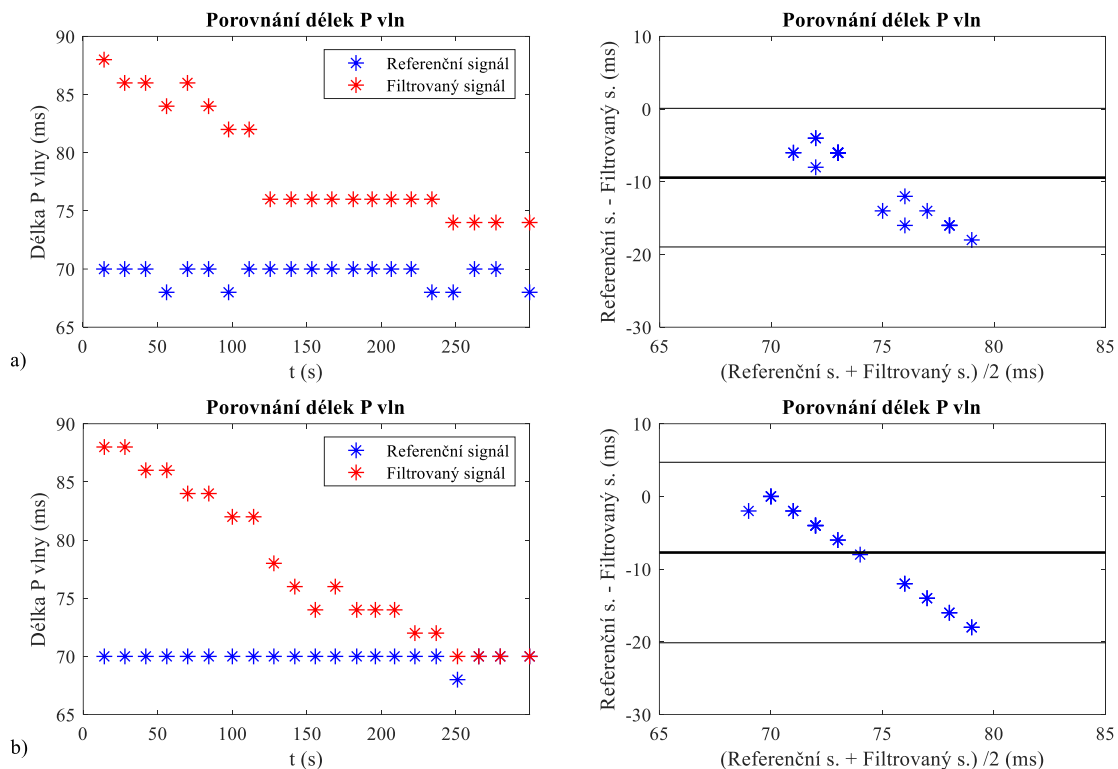
Při porovnání křivek P vlny dosáhla nepatrně lepších výsledků metoda ICA-ANFIS dle většiny parametrů u signálu r01, r02 a r09. Obě metody se ale při porovnání křivek prokázaly jako efektivní (viz Tab. 19 a Tab. 71-Tab. 74).

Tab. 18 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při měření délky P vlny statistickými parametry

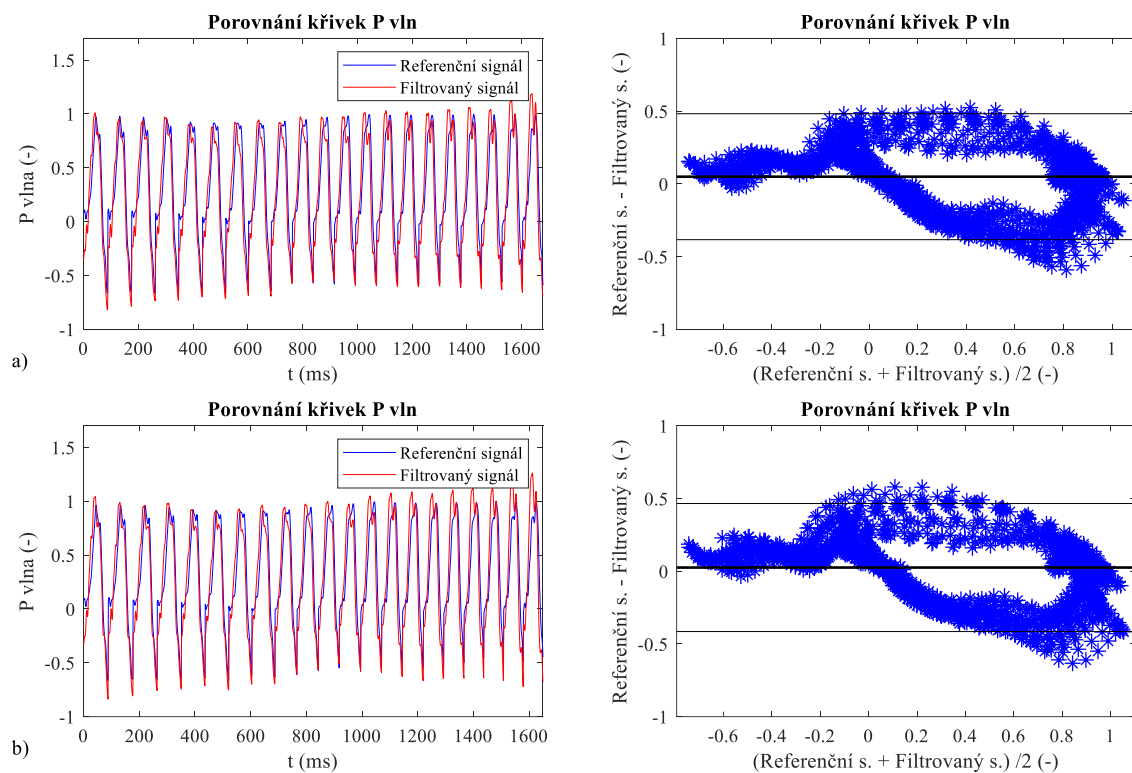
Metoda	μ (ms)	$\pm 1,96\sigma$ (ms)	TP	FP	FN	ACC (%)	Se (%)	PPV (%)	F1 (%)
ICA-ANFIS	-9,43	9,53	21	0	0	100,00	100,00	100,00	100,00
ICA-RLS	-7,71	12,41	21	0	0	100,00	100,00	100,00	100,00

Tab. 19 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při porovnání křivek v úseku P vlny statistickými parametry

Metoda	μ (-)	$\pm 1,96\sigma$ (-)	TP	FP	FN	ACC (%)	Se (%)	PPV (%)	F1 (%)
ICA-ANFIS	0,050	0,43	1617	53	9	96,31	99,45	96,83	98,12
ICA-RLS	0,026	0,44	1578	45	28	95,58	98,26	97,23	97,74



Obr. 22 – Porovnání délek P vln referenčního a filtrovaného signálu r01 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS



Obr. 23 – Porovnání křivek P vln referenčního a filtrovaného signálu r01 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS

8.8 Délka a trend T vlny

Grafy porovnání délek a křivek T vlny jsou zobrazeny na Obr. 24-Obr. 25 a Obr. 80-Obr. 87. Při porovnání délky T vlny byla u signálu r05, r08 a r09 efektivnější metoda ICA-RLS dle střední hodnoty i šířky intervalu limit shody. Rovněž u signálu r01 byla tato metoda efektivnější z pohledu intervalu limit shody, to znamená, že nebyly detekovány příliš odlehlé hodnoty (viz Tab. 20 a Tab. 75-Tab. 78).

Tento fakt lze ověřit na grafech, kde na první pohled je viditelné, že u metody ICA-RLS filtrované křivky kopírují trend těch referenčních. Z tohoto důvodu nemá smysl porovnávat metody statistickými parametry, protože intervaly limit shody jsou u metody ICA-ANFIS příliš rozsáhlé.

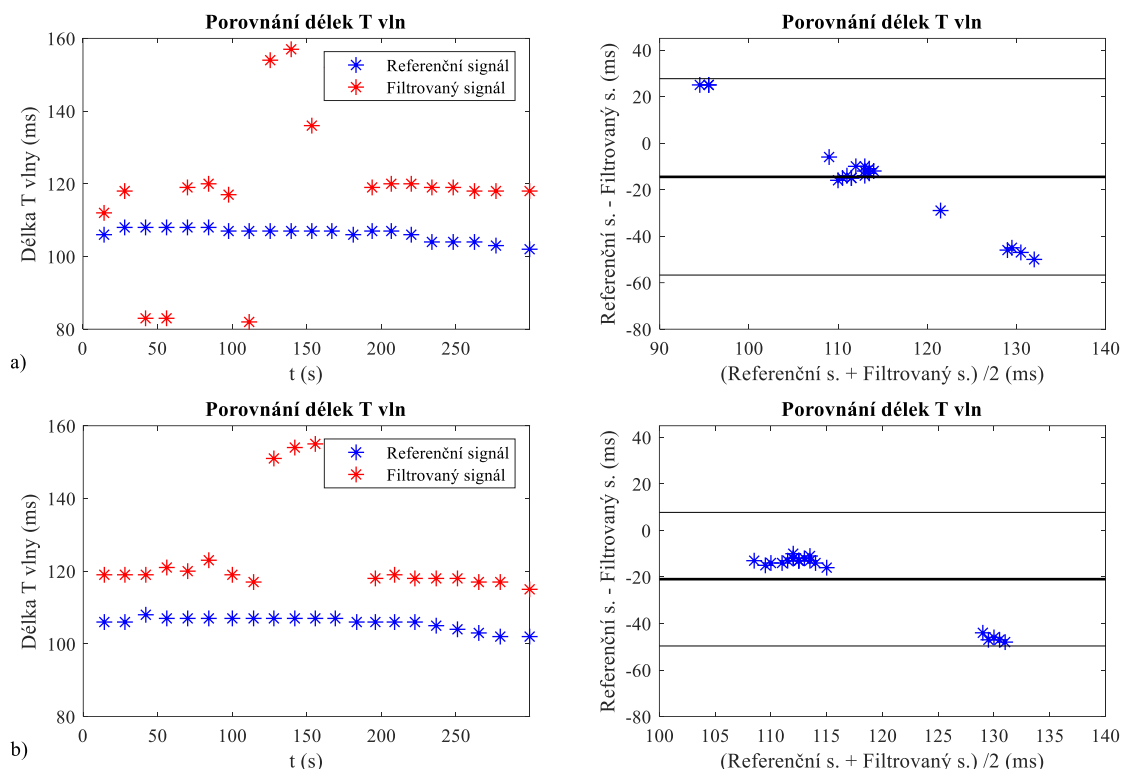
Při porovnání křivek bylo opět dosaženo srovnatelných výsledků u obou metod (viz Tab. 21 a Tab. 79-Tab. 82). Amplituda nebyla v tomto případě normalizována, protože T vlna u těchto záznamů nedisponuje výraznou amplitudou, a tudíž by byl zesílen i šum. U signálu r08 lze navíc také upozorovat na grafu detekované pozůstatky QRS komplexu matky, které nebyly filtrací odstraněny ani jednou metodou. Na grafech křivek lze také upozorovat výraznější změny v amplitudě u filtrovaných signálů. V rámci porovnání amplitudy křivek byly opět úspěšné obě metody. To lze ověřit i z Bland-Altmanových grafů, kde je jasné vidět kumulace bodů v okolí střední hodnoty rozdílů, kterou po zaokrouhlení lze stanovit jako nulovou.

Tab. 20 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při měření délky T vlny statistickými parametry

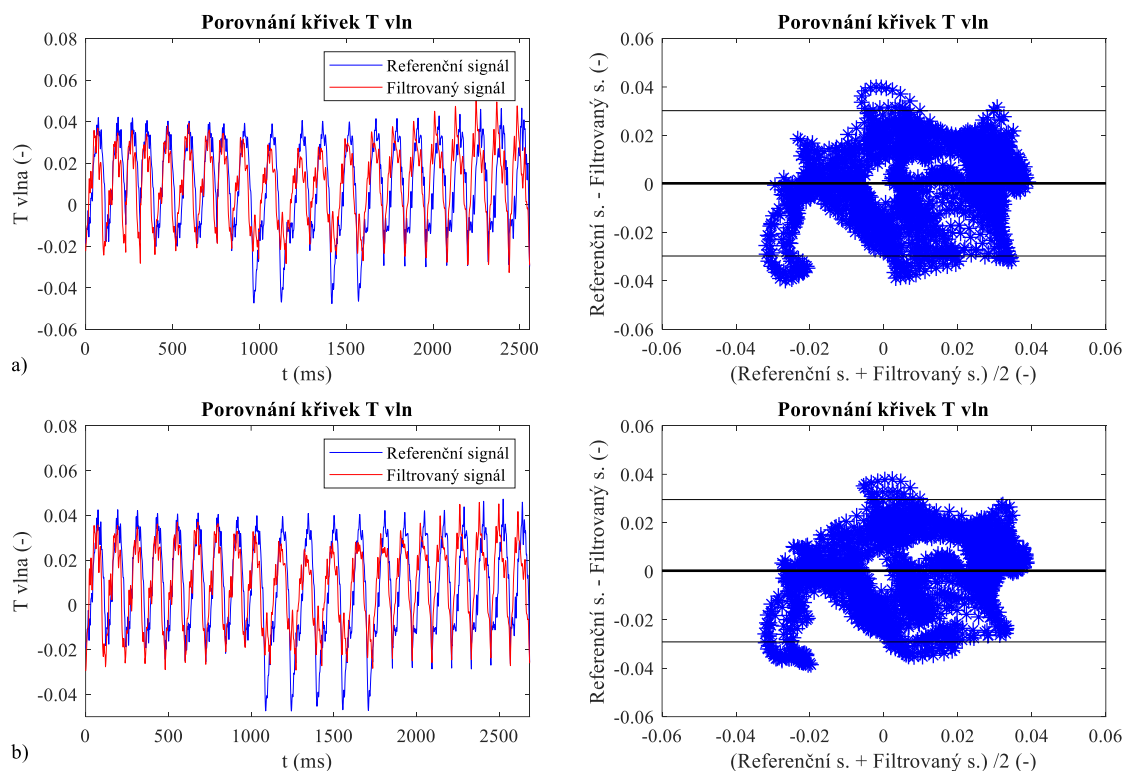
Metoda	μ (ms)	$\pm 1,96\sigma$ (ms)	TP	FP	FN	ACC (%)	Se (%)	PPV (%)	F1 (%)
ICA-ANFIS	-14,52	42,20	21	0	0	100,00	100,00	100,00	100,00
ICA-RLS	-20,95	28,71	21	0	0	100,00	100,00	100,00	100,00

Tab. 21 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při porovnání křivek v úseku T vlny statistickými parametry

Metoda	μ (-)	$\pm 1,96\sigma$ (-)	TP	FP	FN	ACC (%)	Se (%)	PPV (%)	F1 (%)
ICA-ANFIS	0,00024	0,030	2435	101	21	95,23	99,14	96,02	97,56
ICA-RLS	0,00022	0,029	2554	105	25	95,16	99,03	96,05	97,52



Obr. 24 – Porovnání délek T vln referenčního a filtrovaného signálu r01 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS



Obr. 25 – Porovnání křivek T vln referenčního a filtrovaného signálu r01 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS

8.9 Morfologie fEKG cyklů

Cílem vyhodnocení tohoto parametru je posoudit vzájemně jednotlivé vzorky zprůměrovaných fEKG cyklů, aby bylo zřetelné, nakolik se v každém časovém okamžiku liší jednotlivé amplitudy filtrovaného a referenčního signálu. Grafy k této podkapitole jsou zobrazeny na Obr. 26-Obr. 27 a Obr. 88-Obr. 95.

Na Obr. 26 jsou znázorněny příklady zprůměrovaných fEKG cyklů filtrovaného i referenčního signálu pro signál r01. Na první pohled je zřetelný rozdíl mezi obrázky filtračních metod bez použití vlnkové transformace (část obr. a) a b)) a s jejím použitím (část obr. c) a d)).

Po použití WT je filtrovaný signál více „zvlněný“, jednotlivé vlny fEKG cyklu mají vyšší amplitudy (P vlna, T vlny, začátek a konec QRS komplexu), často jsou posunuté nebo dilatované. Problematická byla u těchto signálů detekce P vlny detektorem, protože ve většině signálů byla značně posunuta vzdáleněji od QRS komplexu. Z tohoto důvodu nebylo smysluplné tyto metody zahrnout do porovnání PQ segmentu a délky P vlny. Naopak poměrně úspěšně v porovnání k referenčnímu signálu byla ve většině případů detekována T vlna, u které byl například jen mírně pozměněn tvar bez velkých důsledků na velikost amplitudy a pozici jejího maxima. Vzhledem k její dilataci ale také nebyly tyto metody přiřazeny do porovnání délky ST segmentu a délky T vlny.

U signálů, při jejichž filtraci nebyla použita WT, je vidět preciznější kopírování referenční křivky, a tedy i snadnější detekce jednotlivých parametrů.

V této podkapitole je posuzována křivka cyklu fEKG z pohledu celého okna, tedy okna o šířce 500 ms a z pohledu čistě fEKG cyklu, vyříznutého na základě počátku P vlny a konce T vlny, tedy pouze oblasti zájmu. Při vyříznutí cyklu na základě počátku P vlny a konce T vlny nevzniká redundantní informace o oblastech mezi jednotlivými cykly, které se zcela určitě v některých místech překrývají.

U obou těchto pohledů bylo dosaženo podobných výsledků, proto lze usoudit, že odstranění okrajových částí okna nemělo na statistické vyhodnocení téměř žádný vliv. Z obou tabulek lze vyčíst, že tvarově přesnější výsledky dosáhly metody bez WT. U signálu r01 dle parametru ACC byl výsledný rozdíl mezi metodami bez WT a s WT skoro 2 %. U ostatních parametrů tento rozdíl činí asi 1 %. U signálu r02 byl tento rozdíl v parametru ACC dokonce 3 %.

Nejvýrazněji se tyto rozdíly projeví na parametru $1,96\sigma$, kde je u všech signálů u metod s WT tento parametr o několik setin vyšší (viz Tab. 22-Tab. 23 a Tab. 83-Tab. 90).

Stejný závěr lze usoudit z Bland-Altmanových grafů. Rozdíly v amplitudě (vertikální osa) pro první dvě metody dosahují menších hodnot při použití metod bez WT. Proto z hlediska přesnosti detekce celé křivky jsou vhodnější metody bez WT.

Charakteristický tvar Bland-Altmanových grafů způsobuje tvar QRS komplexu, který ovlivňuje především hodnotu průměru na horizontální ose. Stejný jev lze pozorovat u porovnání křivek QRS komplexu a QT intervalu. V případě, že by byly rozdíly téměř nulové, by tento tvar zanikl. Tohoto ale nelze nikdy dosáhnout z důvodu rozdílu amplitudy S kmitu a mírného posunu a dilatace filtrovaného signálu.

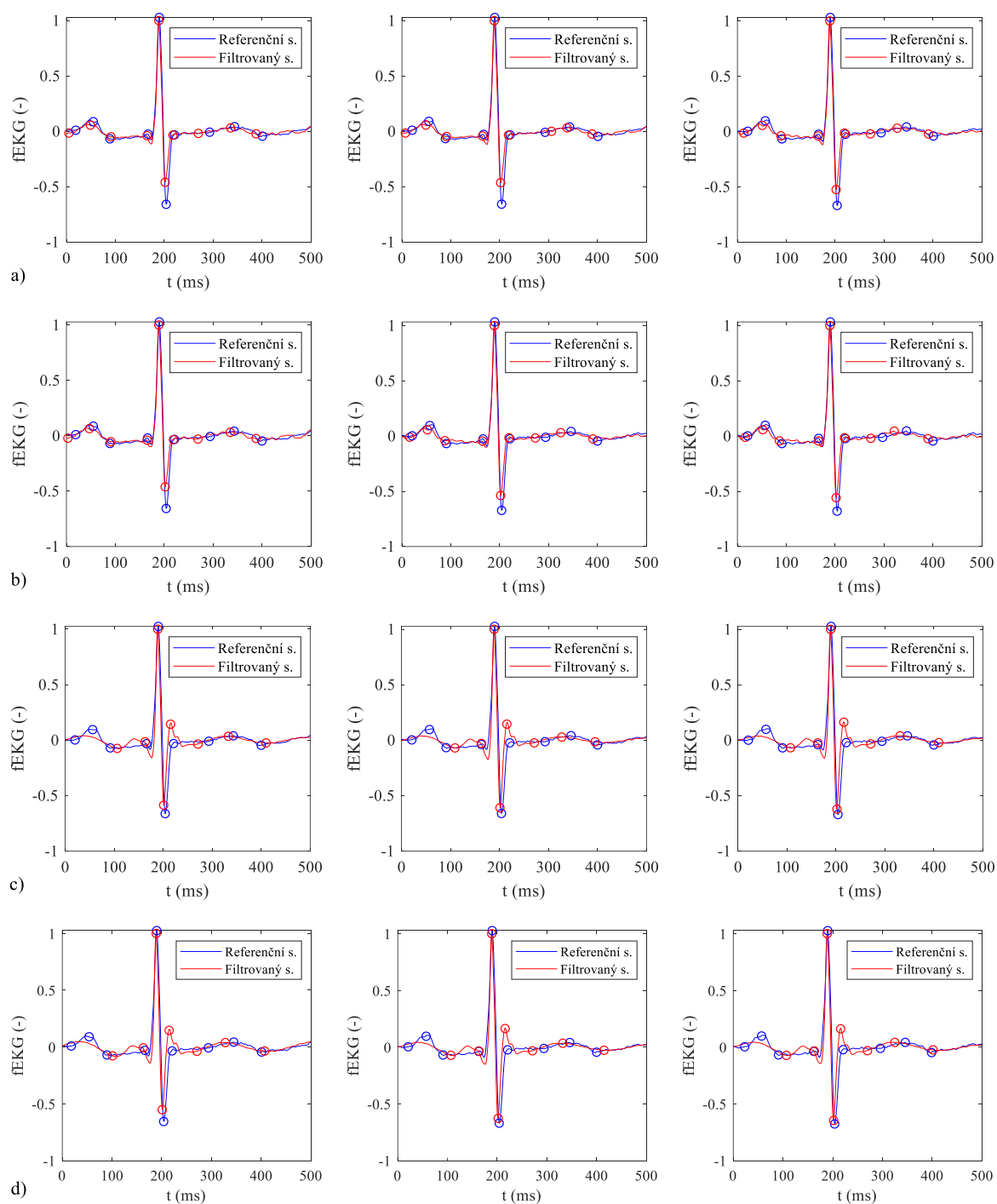
Při celkovém porovnání morfologie křivek bylo u většiny parametrů dosaženo hodnot statistických parametrů v průměru okolo 97 %, což lze považovat za velmi dobrý výsledek.

Tab. 22 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při porovnání křivek v úseku celého okna statistickými parametry

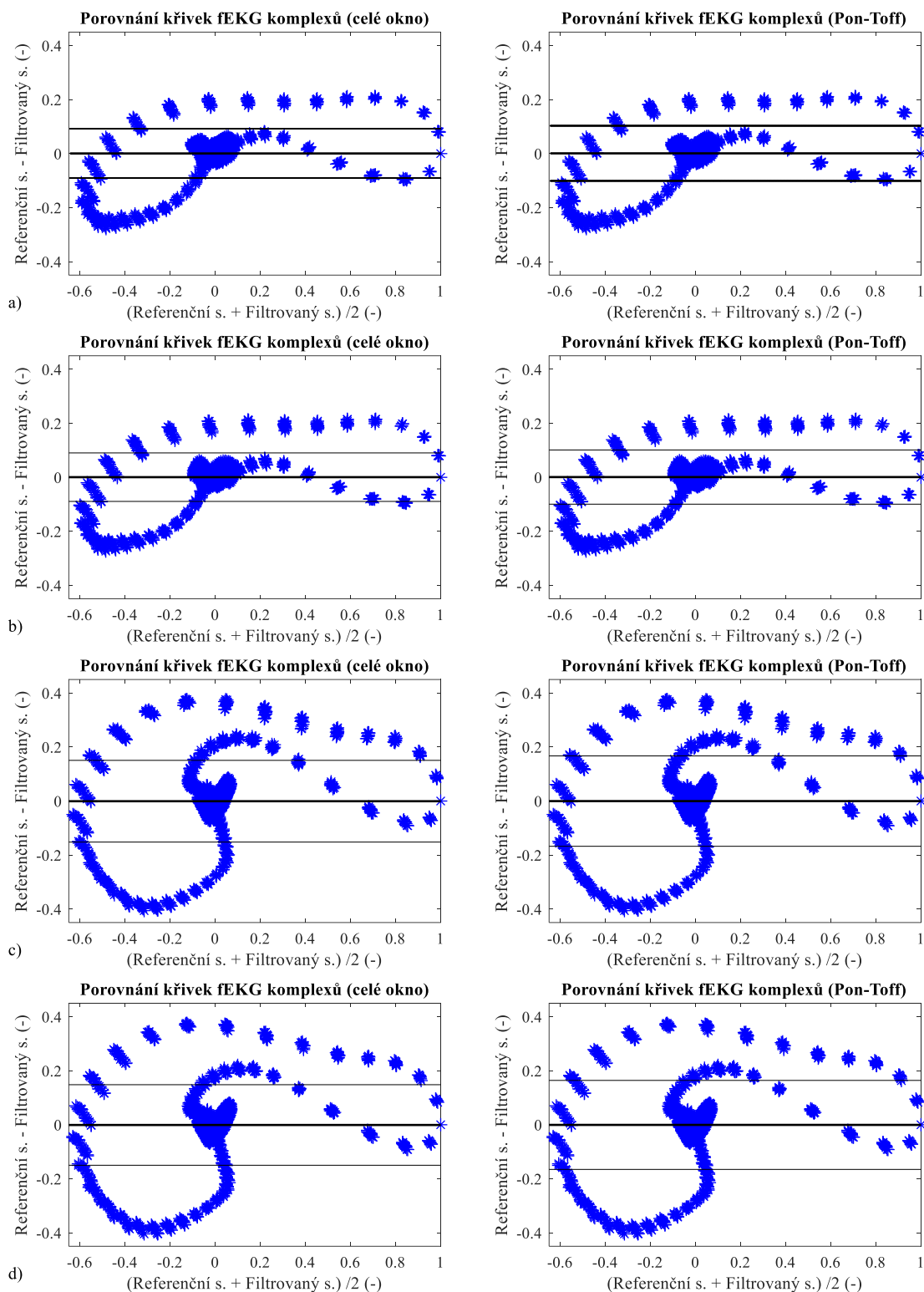
Metoda	μ (-)	$\pm 1,96\sigma$ (-)	TP	FP	FN	ACC (%)	Se (%)	PPV (%)	F1 (%)
ICA-ANFIS	0,00053	0,09	10024	270	206	95,47	97,99	97,38	97,68
ICA-RLS	0,00054	0,09	10025	269	206	95,48	97,99	97,39	97,69
ICA-ANFIS-WT	-0,00072	0,15	9367	298	335	93,67	96,55	96,92	96,73
ICA-RLS-WT	-0,00093	0,15	9843	313	344	93,74	96,62	96,92	96,77

Tab. 23 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při porovnání křivek v úseku Pon-Toff statistickými parametry

Metoda	μ (-)	$\pm 1,96\sigma$ (-)	TP	FP	FN	ACC (%)	Se (%)	PPV (%)	F1 (%)
ICA-ANFIS	0,00093	0,10	7671	240	202	94,55	97,43	96,97	97,20
ICA-RLS	0,00085	0,10	7702	239	203	94,57	97,43	96,99	97,21
ICA-ANFIS-WT	-0,00028	0,17	7555	281	319	92,64	95,95	96,41	96,18
ICA-RLS-WT	-0,00064	0,16	7949	304	325	92,67	96,07	96,32	96,19



Obr. 26 – Porovnání morfologie a vyznačených parametrů referenčního a filtrovaného signálu r01 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS, c) ICA-ANFIS-WT, d) ICA-RLS-WT



Obr. 27 – Porovnání morfologie referenčního a filtrovaného signálu r01 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS, c) ICA-ANFIS-WT, d) ICA-RLS-WT

9 Shrnutí a diskuze dosažených výsledků

Závěrečné shrnutí bude obsahovat vyhodnocení nejefektivnější metody pro každý z hodnocených parametrů fEKG křivky. U parametrů tepové frekvence, ST analýzy, QT intervalu a celkové morfologie byly porovnávány všechny čtyři metody, u zbylých parametrů pouze metody bez WT. Na závěr tohoto shrnutí budou metody vzájemně porovnány mezi sebou. Druhá část této kapitoly je zaměřena na srovnání výsledků dosažených v této práci se současnými studiemi.

Z hlediska tepové frekvence byly shledány rozdíly mezi metodami minimální. Nicméně, nejefektivnější byly metody v kombinaci s WT. Mírně lepších výsledků oproti ICA-ANFIS-WT dosahuje ICA-RLS-WT dle střední hodnoty i rozpětí limit shody. Při porovnání poměru T/QRS byly opět jako účinnější vyhodnoceny metody obsahující WT, nicméně, rozdíly mezi metodami byly opět zanedbatelné. Metoda ICA-RLS-WT byla při extrakci stanovena jako úspěšnější, protože dosáhla u dvou testovaných signálů dle všech parametrů 100 %.

Přesnějších výsledků při detekci délky QT intervalu docílily metody bez WT. Nejnížší střední hodnoty téměř u všech signálů dosáhla metoda ICA-RLS. Při porovnání křivek QT intervalu byly efektivnější opět metody bez WT. Největší účinnosti při stanovení délky PQ segmentu docílila opět metoda ICA-RLS. Svědčí o tom statistické parametry u většiny signálů, zejména střední hodnoty. Co se týče morfologie křivek v PQ segmentu, metody jsou srovnatelné. Porovnání délek ST segmentu rozhodlo nižší rozpětí intervalu limit shody a menší počet detekovaných extrémních hodnot. Opět byla více úspěšná metoda ICA-RLS. V morfologii křivek ST segmentu opět metody nevykazovaly výrazné rozdíly.

Délka QRS komplexu byla lépe detekována metodou ICA-RLS dle střední hodnoty i parametrů ACC, Se, PPV a F1. Tato metoda byla úspěšnější také při porovnání morfologie křivek QRS komplexu. Detekce délky P vlny především u více zašuměného signálu byla lepší po použití metody ICA-RLS. Přesto u jiných signálů byla detekce lepší po použití metody ICA-ANFIS. Z hlediska detekce délky P vlny jsou tedy metody srovnatelné. Při porovnání křivek v úseku P vlny bylo dosaženo lepších výsledků u většiny signálů filtrovaných metodou ICA-ANFIS. U většiny signálů byla metoda ICA-RLS jednoznačně efektivnější v rámci detekce délky T vlny. Nicméně, při porovnání křivek T vlny byly obě metody stanoveny jako stejně efektivní. Celková morfologie zprůměrované fEKG křivky byla lépe nalezena metodami bez WT z důvodu dilatace a zesílení signálu v oblasti jednotlivých vln. Tento jev se nejlépe projevil na hodnotách limit shody, které byly u metod v kombinaci s WT o několik setin vyšší.

Metoda ICA-RLS docílila nejpresnějších výsledků z hlediska detekce délek jednotlivých segmentů i vln fEKG cyklu v porovnání s referenčním signálem. Při použití této metody se ve statistickém srovnání filtrovaného a referenčního signálu vyskytovalo nejméně extrémních hodnot v rámci detekce délek jednotlivých vln a segmentů napříč všemi signály. Co se týče morfologie křivek v úseku jednotlivých vln a segmentů a porovnání jejich amplitudy, metoda vykazovala také minimální rozdíly oproti referenci. Na druhou stranu, z hlediska porovnání amplitudy křivek byly rozdíly mezi ICA-RLS a ICA-ANFIS minimální.

Metody v kombinaci s WT dosáhly lepších výsledků při stanovení tepové frekvence i STAN oproti metodám bez WT. Tato skutečnost vyplývá z podstaty WT, kdy jsou zvýrazněny jen charakteristické tvary křivky fEKG (např. QRS komplex, T vlna). Protože WT mírně křivku deformuje, nebylo možné tyto metody použít pro přesné stanovení délek některých segmentů. Nicméně, pro diagnostické účely

stanovení tepové frekvence a T/QRS poměru jsou tyto metody, dle statistických parametrů vypočtených v této práci, prokazatelně spolehlivější. Z těchto dvou metod dosáhla lepších výsledků ICA-RLS-WT.

9.1 Porovnání výsledků se současnými studiemi

Při porovnání stanovené účinnosti metod s dostupnými výsledky současných studií lze vzít v úvahu pouze účinnost při stanovení tepové frekvence, protože návrh porovnání metod z hlediska jiných parametrů (kromě často používané RR vzdálenosti) byl v této práci představen poprvé. V rámci stanovení tepové frekvence jsou průměrné hodnoty statistických parametrů dosažené napříč signály uvedeny v Tab. 24.

Tab. 24 – Průměrné hodnoty statistických parametrů při porovnání tepových frekvencí napříč všemi signály

Metoda	μ (bpm)	1,96 σ (bpm)	ACC (%)	Se (%)	PPV (%)	F1 (%)
ICA-ANFIS	-1,016	18,264	96,78	98,83	97,88	98,35
ICA-RLS	-0,774	15,909	97,25	99,05	98,14	98,60
ICA-ANFIS-WT	-0,002	6,127	95,56	97,92	97,50	97,70
ICA-RLS-WT	-0,059	6,138	94,34	97,46	96,65	97,05

Dále je třeba vzít v úvahu, že výsledky práce lze srovnat jen se studiemi, ve kterých pro hodnocení výsledků autoři použili stejné parametry, jako byly použity v této práci. V následujících odstavcích jsou zmíněny jen ty z nich, u kterých parametry dosáhly hodnot vyšších než 90 %.

Ve studii [2] Behar testoval na databázi PhysioNet různé varianty metod ICA a TS. Navíc představil i vylepšení těchto metod jejich kombinací (tzv. fuse a fuse-smooth). U kombinace metod dosáhl nejlepších výsledků: Se = 95,9 %, PPV = 96,0 %, F1 = 96,0 %.

V publikaci [100] Andreotti testoval algoritmus adaptace vzoru (angl. template adaptation), který na setu a databázi PhysioNet dosáhl hodnocení ACC = 96,0 %, Se = 97,4 %, PPV = 97,2 % a F1 = 97,3 %.

Autoři článku [101] testovali metodu ICA-RLS-CS na datech z databáze PhysioNet s úspěšností Se = 92 %, PPV = 93 % a F1 = 92,5 %.

Ve studii [102] porovnávali autoři efektivitu filtrace metodou ICA a metodou RLS. U ICA algoritmu bylo dosaženo ACC = 97,13 %, Se = 98,23 %, PPV = 98,87 % a F1 = 98,55 %. U PCA algoritmu bylo dosaženo hodnot ACC = 97,17 %, Se = 98,27 %, PPV = 98,86 % a F1 = 98,56 %. Nutno podotknout, že tyto parametry byly počítány z celkového počtu TP, FP a FN hodnot a ne z průměru hodnot u dílčích signálů jako v této práci.

V rámci porovnání tepové frekvence dle statických parametrů jsou výsledky metody ICA-RLS srovnatelné s výsledky ve studii [100]. Výsledky v této práci jsou ovlivněny odstraněním R kmitů a odebráním podstatné části (v některých případech) porovnávaného signálu z důvodu zlepšení podmínek pro porovnání ostatních parametrů. Oproti jiným studiím jsou prezentované výsledky fHR lepší dle všech parametrů při použití kterékoli metody srovnávané v této práci.

Co se týče ostatních parametrů, jsou výsledky práce s ostatními současnými publikovanými studiemi nesrovnatelné, protože je zde navrhováno nové, inovativní řešení hodnocení pomocí parametrů jako je: poměr T/QRS, délka a morfologie QT intervalu, ST segmentu, PQ segmentu, QRS komplexu, P vlny a T vlny, které mají daleko větší yypovídající hodnotu o kvalitě extrakce fEKG z pohledu jeho morfologie.

Pro diagnostiku fetální hypoxie jsou nejčastěji používány STAN a délka QT intervalu. Tabulky Tab. 25 a Tab. 26 poskytují přehled výsledků průměrných hodnot statistických parametrů napříč všemi

signály. Tyto výsledky by mohli v budoucnosti posloužit k dalšímu porovnání testovaných metod a tohoto způsobu porovnání signálů.

Tab. 25 – Průměrné hodnoty statistických parametrů při porovnání ST analýz napříč všemi signály

Metoda	μ (-)	$1,96\sigma$ (-)	ACC (%)	Se (%)	PPV (%)	F1 (%)
ICA-ANFIS	-0,0061	0,0108	97,05	99,05	98,00	98,46
ICA-RLS	-0,0036	0,0082	96,88	97,99	98,89	98,40
ICA-ANFIS-WT	0,0051	0,0066	93,36	97,89	95,46	96,53
ICA-RLS-WT	0,0080	0,0065	96,62	97,62	99,00	98,26

Tab. 26 – Průměrné hodnoty statistických parametrů při porovnání délek QT intervalu napříč všemi signály

Metoda	μ (ms)	$1,96\sigma$ (ms)	ACC (%)	Se (%)	PPV (%)	F1 (%)
ICA-ANFIS	7,69	24,53	92,70	97,89	94,81	96,15
ICA-RLS	5,84	24,86	92,34	97,78	94,56	95,96
ICA-ANFIS-WT	3,59	38,63	99,00	99,00	100,00	99,49
ICA-RLS-WT	11,50	28,47	94,71	95,67	99,05	97,26

Závěr

V této diplomové práci byla vypracována srovnávací studie extrakčních metod fKEG z abdominálního záznamu. Přestože se autoři současných studií tomuto tématu věnují a vznikají neustále nové extrakční algoritmy, efektivita filtrace se stále stanovuje pouze na základě porovnání stanovené tepové frekvence, průměrné RR vzdálenosti nebo průměrné délky QT intervalu (viz 4.1 Computing in Cardiology Challenge 2013). Toto hodnocení je neefektivní, zastaralé a nevypovídající o účinnosti extrakce z hlediska morfologie signálu.

V této práci byla představena nová evaluační metoda účinnosti extrakce, fungující na podobném principu, jaký je využíván u přístrojů v klinické praxi. Pomocí navržené aplikace je možné automaticky označit významné body na fKEG křivce referenčního i extrahovaného fKEG signálu, použít je ke stanovení základních parametrů fKEG křivky (pozice vln, délky jednotlivých segmentů) a tyto parametry vzájemně statisticky srovnávat.

Hlavním cílem práce byla realizace srovnávací studie efektivity vybraných extrakčních metod: ICA-RLS, ICA-ANFIS, ICA-RLS-WT a ICA-ANFIS-WT, které dle interního testování mají potenciál dosáhnout nejlepších extrakčních výsledků na klinických datech. Tato srovnávací studie částečně doplňuje předchozí diplomové práce [103] a [104], jejichž autoři se zabývali vyhodnocením efektivity adaptivních i neadaptivních extrakčních metod.

Všechny čtyři metody byly srovnány z hlediska stanovení tepové frekvence, STAN, délky QT intervalu a celkové morfologie křivek. Z pohledu stanovení tepové frekvence a ST analýzy byla Bland-Altmanovou analýzou vyhodnocena jako nejefektivnější metoda ICA-RLS-WT. Při posouzení délky QT intervalu a celkové morfologie křivek dosáhla lepších výsledků extrakce metoda ICA-RLS. V rámci zhodnocení kvality detekce ostatních parametrů, u kterých byly porovnávány jen metody bez WT, byla úspěšnější při extrakci fKEG metoda ICA-RLS u všech, kromě délky a morfologie P vlny.

Pro účely srovnání výsledků této práce a výsledků současných klinických studií byly vytvořeny tabulky průměrných hodnot statistických parametrů napříč všemi signály (viz Tab. 24-Tab. 26). Bohužel, srovnání bylo možné jen z hlediska stanovení tepové frekvence. V porovnání s ostatními studiemi dosahuje lepších výsledků jen metoda ICA-RLS (ACC = 97,25 %, Se = 99,05 %, PPV = 98,14 %, F1 = 98,60 %).

Další využití nového evaluačního algoritmu se předpokládá u nově vyvinutých extrakčních hybridních metod a u případných nově pořízených a kvalitnějších nahrávek NI-fKEG. Pokud budou odborníky stanoveny limity pro patologickou změnu QT intervalu, bylo by možné návrh tohoto automatického vyhodnocení (doplňujícího STAN) zařadit do komerčních fKEG monitorů.

Literatura

- [1] SAMENI, Reza, Christian JUTTEN a Mohammad SHAMSOLLAHI. What ICA Provides for ECG Processing: Application to Noninvasive Fetal ECG Extraction. In: *2006 IEEE International Symposium on Signal Processing and Information Technology* [online]. IEEE, 2006, 2006, s. 656-661 [cit. 2018-08-11]. DOI: 10.1109/ISSPIT.2006.270882. ISBN 0-7803-9754-1.
- [2] BEHAR, Joachim, Julien OSTER a Gari D CLIFFORD. Combining and benchmarking methods of foetal ECG extraction without maternal or scalp electrode data. *Physiological Measurement* [online]. 2014, **35**(8), 1569-1589 [cit. 2018-09-02]. DOI: 10.1088/0967-3334/35/8/1569. ISSN 0967-3334.
- [3] MARTINEK, Radek, Radana KAHANKOVA, Hana SKUTOVA, Petr KOUDELKA, Jan ZIDEK a Jiri KOZIOREK. Adaptive signal processing techniques for extracting abdominal fetal electrocardiogram. In: *2016 10th International Symposium on Communication Systems, Networks and Digital Signal Processing (CSNDSP)* [online]. IEEE, 2016, 2016, s. 1-6 [cit. 2018-08-20]. DOI: 10.1109/CSNDSP.2016.7573974. ISBN 978-1-5090-2526-8.
- [4] BEHAR, Joachim, Alistair JOHNSON, Gari D. CLIFFORD a Julien OSTER. A Comparison of Single Channel Fetal ECG Extraction Methods. *Annals of Biomedical Engineering* [online]. 2014, **42**(6), 1340-1353 [cit. 2018-10-29]. DOI: 10.1007/s10439-014-0993-9. ISSN 0090-6964.
- [5] REGUIG, F. Bereksi a D.L. KIRK. Design of an FECG scalp electrode fetal heart rate monitor. *Medical Engineering & Physics* [online]. 1996, **18**(2), 150-160 [cit. 2018-10-29]. DOI: 10.1016/1350-4533(95)00035-6. ISSN 13504533.
- [6] STAN S31. *Neoventa Medical AB* [online]. Mölndal, Sweden [cit. 2018-11-04]. Dostupné z: www.neoventa.com/products/stan.
- [7] STAN S41. *Neoventa Medical AB* [online]. Mölndal, Sweden [cit. 2018-11-04]. Dostupné z: <https://www.neoventa.com/products/stan-s41>
- [8] MARTINEK, R.. Využití komplexních adaptivních metod zpracování signálů pro zpřesnění diagnostické kvality abdominálního fetálního elektrokardiogramu. Ostrava, 2014. Dostupné z: <http://theses.cz/id/imm429/>. Disertační práce. VŠB-TU Ostrava. Vedoucí práce doc. Ing. Jan ŽÍDEK, CSc.
- [9] EULIANO, Tammy Y., Shalom DARMANJIAN, Minh Tam NGUYEN, John D. BUSOWSKI, Neil EULIANO a Anthony R. GREGG. Monitoring Fetal Heart Rate during Labor: A Comparison of Three Methods. *Journal of Pregnancy* [online]. 2017, **2017**, 1-5 [cit. 2019-04-21]. DOI: 10.1155/2017/8529816. ISSN 2090-2727.
- [10] PANELLI, Danielle, Frann TEPLICK, Mieka MCCARTHY a Stephen HEBERT. Comparing Methods to Secure External Fetal-Monitoring Devices. *MCN, The American Journal of Maternal/Child Nursing* [online]. 2014, **39**(1), 41-47 [cit. 2019-04-21]. DOI: 10.1097/NMC.0b013e3182a8de72. ISSN 0361-929X.
- [11] DUPUIS, H., L. GHESQUIÈRE, Julien DE JONCKHEERE, et al. When should foetal pH measurements be performed after a prolonged deceleration? An experimental study in a fetal sheep model. *European Journal of Obstetrics & Gynecology and Reproductive Biology* [online]. 2018, **226**, 54-58 [cit. 2018-07-26]. DOI: 10.1016/j.ejogrb.2018.05.031. ISSN 03021115.
- [12] SCHIERMEIER, S, S PILDNER VON STEINBURG, A THIEME, J REINHARD, M DAUMER, M SCHOLZ, W HATZMANN a KTM SCHNEIDER. Sensitivity and specificity of intrapartum

- computerised FIGO criteria for cardiotocography and fetal scalp pH during labour: multicentre, observational study. *BJOG: An International Journal of Obstetrics & Gynaecology* [online]. 2008, **115**(12), 1557-1563 [cit. 2018-07-26]. DOI: 10.1111/j.1471-0528.2008.01857.x. ISSN 14700328.
- [13] ELCHALAL, U., A. WEISSMAN, Y. ABRAMOV, D. ABRAMOV a D. WEINSTEIN. Intrapartum fetal pulse oximetry: present and future. *International Journal of Gynecology & Obstetrics* [online]. 1995, **50**(2), 131-137 [cit. 2018-10-29]. DOI: 10.1016/0020-7292(95)02440-N. ISSN 00207292.
- [14] The British Medical Ultrasound Society. *Guidelines for the safe use of diagnostic ultrasound equipment*[online]. [cit. 2019-04-17].
- [15] HRTÁNKOVÁ, Michaela, Kamil BIRINGER, J. SIVÁKOVÁ, P. ŠUMICHRASTOVÁ, P. LUKÁČ a Ján DANKO. Fetálna magnetokardiografia: Sľubný spôsob diagnostiky fetálnych arytmií a štúdia fetálnej srdcovej variability?. *Česká gynekologie*. 2015, **80**(1), 58-63. ISSN 1210-7832.
- [16] TAN, B.H. a M. MOGHAVVEMI. Real time analysis of fetal phonocardiography. In: *2000 TENCON Proceedings. Intelligent Systems and Technologies for the New Millennium (Cat. No.00CH37119)* [online]. IEEE, 2000, s. 135-140 [cit. 2018-07-26]. DOI: 10.1109/TENCON.2000.888405. ISBN 0-7803-6355-8.
- [17] KOVÁCS, Ferenc, Csaba HORVÁTH, Ádám T. BALOGH a Gábor HOSSZÚ. Fetal phonocardiography—Past and future possibilities. *Computer Methods and Programs in Biomedicine* [online]. 2011, **104**(1), 19-25 [cit. 2018-07-26]. DOI: 10.1016/j.cmpb.2010.10.006. ISSN 01692607.
- [18] GOOVAERTS, H.G., H.P. VAN GEIJN a O. ROMPELMAN. An Inductive Sensor For Recording Of Fetal Movements And Sounds. In: *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society Volume 13: 1991*[online]. IEEE, 1991, s. 1622-1623 [cit. 2018-07-26]. DOI: 10.1109/IEMBS.1991.684669. ISBN 0-7803-0216-8.
- [19] CHETLUR ADITHYA, Prashanth, Ravi SANKAR, Wilfrido Alejandro MORENO a Stuart HART. Trends in fetal monitoring through phonocardiography: Challenges and future directions. *Biomedical Signal Processing and Control* [online]. 2017, **33**, 289-305 [cit. 2018-07-26]. DOI: 10.1016/j.bspc.2016.11.007. ISSN 17468094.
- [20] OLOFSSON, Per, Håkan NORÉN a Ann CARLSSON. New FIGO and Swedish intrapartum cardiotocography classification systems incorporated in the fetal ECG ST analysis (STAN) interpretation algorithm: agreements and discrepancies in cardiotocography classification and evaluation of significant ST events. *Acta Obstetrica et Gynecologica Scandinavica* [online]. 2018, **97**(2), 219-228 [cit. 2018-10-23]. DOI: 10.1111/aogs.13277. ISSN 00016349.
- [21] Monica AN 24 Product Sheet. *Monica Healthcare* [online]. Nottingham, UK [cit. 2018-11-06]. Dostupné z: http://www.monicahealthcare.com/Monica_Healthcare/media/Monica/Products%20Sheets/Monica-AN24-IF24-Fetal-Monitor-Sales-Sheet.pdf
- [22] Novii Wireless Patch System. *Monica Healthcare* [online]. Nottingham, UK [cit. 2018-11-04]. Dostupné z: <http://www.monicahealthcare.com/products/labour-and-delivery/monica-novii-wireless-patch-system>.

- [23] About MERIDIAN M110 Fetal Monitor. *MindChild* [online]. Massachusetts [cit. 2018-11-04]. Dostupné z: <http://www.mindchild.com/meridian-monitor.html>
- [24] FETAL MONITORING Report Summary. *CORDIS Community Research and Development Information Service* [online]. [cit. 2018-11-06]. Dostupné z: https://cordis.europa.eu/result/rcn/205080_en.html
- [25] Fetal and Maternal Monitoring: Avalon CL. *Philips Healthcare* [online]. [cit. 2018-11-06]. Dostupné z: <https://www.usa.philips.com/healthcare/product/HC866074/avalon-cl-cableless-fetal-monitoring-system/documentation>
- [26] *International Federation of Gynecology and Obstetrics* [online]. London, United Kingdom [cit. 2018-11-04]. Dostupné z: www.figo.org
- [27] MĚCHUROVÁ, A., P. VELEBIL, Petr JANKŮ a Lukáš HRUBAN. Interpretace intrapartálního fetálního kardiokardogramu - FIGO 2015. *Česká gynekologie*, Praha: Česká lékařská společnost Jana Evangelisty Purkyně, 2016, roč. 81, č. 2, s. 89-91. ISSN 1210-7832.
- [28] FIGO Intrapartum Fetal Monitoring Guidelines: CTG classification. *FIGO: International Federation of Gynecology and Obstetrics* [online]. 2015 [cit. 2018-10-24]. Dostupné z: <https://www.figo.org/sites/default/files/uploads/wg-publications/CTG%20classification.pdf>
- [29] ROZTOČIL, Aleš. *Moderní porodnictví*. Praha: Grada, 2008. ISBN 978-80-247-1941-2.
- [30] ZWINGER, Antonín. *Porodnictví*. Praha: Galén, c2004. ISBN isbn80-7262-257-9
- [31] JANKŮ, Petr. *Analýza ST úseku fetálního EKG v intrapartální diagnostice hypoxie plodu u rizikových gravidit*. Brno, 2007. Disertační práce. Lékařská fakulta Masarykovy univerzity. Vedoucí práce Doc. MUDr. Vít Unzeitig, CSc.
- [32] SACCO, Adalina, Javaid MUGLU, Ramesan NAVARATNARAJAH a Matthew HOGG. ST analysis for intrapartum fetal monitoring. *The Obstetrician & Gynaecologist* [online]. 2015, **17**(1), 5-12 [cit. 2018-11-04]. DOI: 10.1111/tog.12154. ISSN 14672561.
- [33] AMER-WAHLIN, I, S ARULKUMARAN, H HAGBERG, K MARŠÁL a GHA VISSER. Fetal electrocardiogram: ST waveform analysis in intrapartum surveillance. *BJOG: An International Journal of Obstetrics & Gynaecology* [online]. 2007, **114**(10), 1191-1193 [cit. 2018-11-04]. DOI: 10.1111/j.1471-0528.2007.01479.x. ISSN 14700328.
- [34] PÁLENSKÝ, Vítězslav. Vliv antipsychotik na korigovaný QT interval [online]. Brno, 2009 [cit. 2018-11-05]. Dostupné z: <https://theses.cz/id/4w17e0/>. Disertační práce. Masarykova univerzita, Lékařská fakulta. Vedoucí práce prof. MUDr. Radovan Příkryl, Ph.D.
- [35] OUDIJK, Martijn A., Anneke KWEE, Gerard H.A. VISSER, Sofia BLAD, Erik J. MEIJBOOM a Karl G. ROSEN. The effects of intrapartum hypoxia on the fetal QT interval. *BJOG: An International Journal of Obstetrics and Gynaecology* [online]. 2004, **111**(7), 656-660 [cit. 2018-10-25]. DOI: 10.1111/j.1471-0528.2004.00178.x. ISSN 1470-0328.
- [36] SVAČINOVÁ, Jana. Hodnocení parametrů signálu EKG při zátěžovém vyšetření koní [online]. Brno, 2011 [cit. 2018-11-05]. Available from: <https://theses.cz/id/6ppfxx/>. Master's thesis. Masaryk University, Faculty of Science. Thesis supervisor prof. Ing. Jiří Holčík, CSc.
- [37] OUDIJK, Martijn A., Anneke KWEE, Gerard H.A. VISSER, Sofia BLAD, Erik J. MEIJBOOM a Karl G. ROSEN. The effects of intrapartum hypoxia on the fetal QT interval. *BJOG: An International Journal of Obstetrics and Gynaecology* [online]. 2004, **111**(7), 656-660 [cit. 2018-07-26]. DOI: 10.1111/j.1471-0528.2004.00178.x. ISSN 1470-0328.

- [38] JAGANNATH, D.J. a A. Immanuel SELVAKUMAR. Issues and research on foetal electrocardiogram signal elicitation. *Biomedical Signal Processing and Control* [online]. 2014, **10**, 224-244 [cit. 2018-08-22]. DOI: 10.1016/j.bspc.2013.11.001. ISSN 17468094.
- [39] DESAI, K. D. a Manoj S. SANKHE. A real-time fetal ECG feature extraction using multiscale discrete wavelet transform. In: *2012 5th International Conference on BioMedical Engineering and Informatics* [online]. IEEE, 2012, 2012, s. 407-412 [cit. 2018-08-02]. DOI: 10.1109/BMEI.2012.6512966. ISBN 978-1-4673-1184-7.
- [40] HASSANPOUR, Hamid a Amin PARSAEI. Fetal ECG Extraction Using Wavelet Transform. In: *2006 International Conference on Computational Intelligence for Modelling Control and Automation and International Conference on Intelligent Agents Web Technologies and International Commerce (CIMCA'06)* [online]. IEEE, 2006, 2006, s. 179-179 [cit. 2018-08-02]. DOI: 10.1109/CIMCA.2006.98. ISBN 0-7695-2731-0.
- [41] YE DATIAN a OUYANG XUEMEI. Application of wavelet analysis in detection of fetal ECG. In: *Proceedings of 18th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* [online]. IEEE, 1997, s. 1043-1044 [cit. 2018-08-02]. DOI: 10.1109/IEMBS.1996.652701. ISBN 0-7803-3811-1.
- [42] KARVOUNIS, E.C., C. PAPALOUKAS, D.I. FOTIADIS a L.K. MICHALIS. Fetal heart rate extraction from composite maternal ECG using complex continuous wavelet transform. In: *Computers in Cardiology, 2004* [online]. IEEE, 2004, s. 737-740 [cit. 2018-08-02]. DOI: 10.1109/CIC.2004.1443044. ISBN 0-7803-8927-1.
- [43] VAN BEMMEL, J. H. Detection of Weak Foetal Electrocardiograms by Autocorrelation and Crosscorrelation of Envelopes. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* [online]. 1968, **BME-15**(1), 17-23 [cit. 2018-08-11]. DOI: 10.1109/TBME.1968.4502528. ISSN 0018-9294.
- [44] GHOBADI AZBARI, Peyman, Mostafa ABDOLGHAFAR, Saeed MOHAQEIQI, Mohammad POOYAN, Alireza AHMADIAN a Niloofar GHANBARZADEH GASHTI. A novel approach to the extraction of fetal electrocardiogram based on empirical mode decomposition and correlation analysis. *Australasian Physical & Engineering Sciences in Medicine* [online]. 2017, **40**(3), 565-574 [cit. 2018-08-11]. DOI: 10.1007/s13246-017-0560-4. ISSN 0158-9938.
- [45] BERGVELD, Piet a Wietze J. H. MEIJER. A New Technique for the Suppression of the MECG. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* [online]. 1981, **BME-28**(4), 348-354 [cit. 2018-08-11]. DOI: 10.1109/TBME.1981.324803. ISSN 0018-9294.
- [46] MATONIA, A., J. JEZEWSKI, K. HOROBA, A. GACEK a P. LABAJ. The Maternal ECG Suppression Algorithm for Efficient Extraction of the Fetal ECG from Abdominal Signal. In: *2006 International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* [online]. IEEE, 2006, 2006, s. 3106-3109 [cit. 2018-08-11]. DOI: 10.1109/IEMBS.2006.260221. ISBN 1-4244-0032-5.
- [47] HON, E. H.; LEE, S. T. Averaging techniques in fetal electrocardiography. *Medical electronics and biological engineering*, 1964, 2.1: 71-76.
- [48] MA, Ming, Ning WANG a San-Ya LEI. Extraction of FECG Based on Time Frequency Blind Source Separation and Wavelet De-Noising. In: *2009 3rd International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering* [online]. IEEE, 2009, 2009, s. 1-3 [cit. 2018-08-20]. DOI: 10.1109/ICBBE.2009.5162841. ISBN 978-1-4244-2901-1.

- [49] DE LATHAUWER, Lieven; DE MOOR, Bart; VANDEWALLE, Joos. Fetal electrocardiogram extraction by blind source subspace separation. *IEEE transactions on biomedical engineering*, 2000, 47.5: 567-572.
- [50] KANJILAL, P.P., S. PALIT a G. SAHA. Fetal ECG extraction from single-channel maternal ECG using singular value decomposition. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* [online]. 44(1), 51-59 [cit. 2018-08-20]. DOI: 10.1109/10.553712. ISSN 00189294.
- [51] AYAT, M., K. ASSALEH a H. NASHASH. Fetal ECG extraction from a single abdominal ECG signal using SVD and polynomial classifiers. In: *2008 IEEE Workshop on Machine Learning for Signal Processing* [online]. IEEE, 2008, 2008, s. 250-254 [cit. 2018-09-20]. DOI: 10.1109/MLSP.2008.4685488. ISBN 978-1-4244-2375-0.
- [52] APSANA, S, Manju G SURESH a R P ANEESH. A novel algorithm for early detection of fetal arrhythmia using ICA. In: *2017 International Conference on Intelligent Computing, Instrumentation and Control Technologies (ICICICT)* [online]. IEEE, 2017, 2017, s. 1277-1283 [cit. 2018-08-11]. DOI: 10.1109/ICICICT1.2017.8342753. ISBN 978-1-5090-6106-8.
- [53] GURVE, Dharmendra, Jeevan K. PANT a Sridhar KRISHNAN. Real-time fetal ECG extraction from multichannel abdominal ECG using compressive sensing and ICA. In: *2017 39th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)* [online]. IEEE, 2017, 2017, s. 2794-2797 [cit. 2018-08-11]. DOI: 10.1109/EMBC.2017.8037437. ISBN 978-1-5090-2809-2.
- [54] YU, Qiong, Huawen YAN, Lin SONG, Wenya GUO, Hongxing LIU, Junfeng SI a Ying ZHAO. Automatic identifying of maternal ECG source when applying ICA in fetal ECG extraction. *Biocybernetics and Biomedical Engineering* [online]. 2018, 38(3), 448-455 [cit. 2018-08-11]. DOI: 10.1016/j.bbe.2018.03.003. ISSN 02085216.
- [55] NIKAM, Sonal a Shankar DEOSARKAR. Fast ICA based technique for non-invasive fetal ECG extraction. In: *2016 Conference on Advances in Signal Processing (CASP)* [online]. IEEE, 2016, 2016, s. 60-65 [cit. 2018-08-11]. DOI: 10.1109/CASP.2016.7746138. ISBN 978-1-5090-0849-0.
- [56] IONESCU, Viorel. Fetal ECG Extraction from Multichannel Abdominal ECG Recordings for Health Monitoring During Labor. *Procedia Technology* [online]. 2016, 22, 682-689 [cit. 2018-08-11]. DOI: 10.1016/j.protcy.2016.01.143. ISSN 22120173.
- [57] Lipponen J. A., Tarvainen M. P. Advanced maternal ECG removal and noise reduction for application of fetal QRS detection. *Computing in Cardiology 2013*, Zaragoza, 2013, pp. 161-164.
- [58] BACHARAKIS, E., A. K. NANDI a V. ZARZOSO. Foetal ECG extraction using blind source separation methods [online]. [cit. 2016-12-12]. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?arnumber=7083076>.
- [59] VEENADEVI, S. V., C PADMAVATHI, B. SHANTHAMMA, Balaji Govindraj ABBIGERI a K. M. PAVITHRA. Extraction of fetal electrocardiogram from maternal electrocardiogram and classification of normal and abnormal signals. In: *2017 IEEE 2nd International Conference on Signal and Image Processing (ICSIP)* [online]. IEEE, 2017, 2017, s. 396-401 [cit. 2018-08-20]. DOI: 10.1109/SIPROCESS.2017.8124572. ISBN 978-1-5386-0969-9.
- [60] Algunaiddi, MMS, Ali, MAM & Islam, MF 2011, 'Comparative analysis of fetal electrocardiogram (ECG) extraction techniques using system simulation' *International Journal of Physical Sciences*, vol. 6, no. 21, pp. 4952-4959.

- [61] KAHANKOVA, Radana, Radek MARTINEK a Petr BILIK. Fetal ECG extraction from abdominal ECG using RLS based adaptive algorithms. In: *2017 18th International Carpathian Control Conference (ICCC)*[online]. IEEE, 2017, 2017, s. 337-342 [cit. 2018-09-20]. DOI: 10.1109/CarpathianCC.2017.7970422. ISBN 978-1-5090-4862-5.
- [62] SWARNALATH, R. a D.V. PRASAD. A Novel Technique for Extraction of FECG using Multi Stage Adaptive Filtering. *Journal of Applied Sciences*[online]. 2010, **10**(4), 319-324 [cit. 2018-09-20]. DOI: 10.3923/jas.2010.319.324. ISSN 18125654.
- [63] MOHAN, R., A. AARTHI a M. NIVETHA. *Blastula ECG Extraction Using FTF Based Adaptive Algorithm*[online]. 2018, **2018**(5) [cit. 2018-09-20]. ISSN 2349-252X.
- [64] CAMPS-VALLS, Gustavo, et al. Foetal ECG recovery using dynamic neural networks. *Artificial Intelligence in Medicine*, 2004, 31.3: 197-209.
- [65] BIN IBNE REAZ, M. a LEE SZE WEI. Adaptive linear neural network filter for fetal ECG extraction. In: *International Conference on Intelligent Sensing and Information Processing, 2004. Proceedings of*[online]. IEEE, 2004, s. 321-324 [cit. 2018-09-13]. DOI: 10.1109/ICISIP.2004.1287675. ISBN 0-7803-8243-9.
- [66] JIA, Wenjuan, Chunlan YANG, Guocheng ZHONG, Mengying ZHOU a Shuicai WU. Fetal ECG extraction based on adaptive linear neural network. In: *2010 3rd International Conference on Biomedical Engineering and Informatics* [online]. IEEE, 2010, 2010, s. 899-902 [cit. 2018-09-13]. DOI: 10.1109/BMEI.2010.5639886.
- [67] NASIRI, Maryam a Karim FAEZ. Extracting fetal electrocardiogram signal using ANFIS trained by genetic algorithm. In: *2012 International Conference on Biomedical Engineering (ICoBE)* [online]. IEEE, 2012, 2012, s. 197-202 [cit. 2018-09-02]. DOI: 10.1109/ICoBE.2012.6179004. ISBN 978-1-4577-1991-2.
- [68] ASSALEH, Khaled. Extraction of Fetal Electrocardiogram Using Adaptive Neuro-Fuzzy Inference Systems. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* [online]. 2007, **54**(1), 59-68 [cit. 2018-09-02]. DOI: 10.1109/TBME.2006.883728. ISSN 0018-9294.
- [69] GAO, P., E. C. CHANG a L. WYSE. Bind separation of fetal ECG from single mixture using SVD and ICA [online]. 2003 [cit. 2018-12-12]. Dostupné z: <http://www.comp.nus.edu.sg/~changec/publications/P0861.pdf>.
- [70] LIU, G., Y. LUAN. An adaptive integrated algorithm for noninvasive fetal ECG separation and noise reduction based on ICA-EEMD-WS. DOI: 10.1007/s11517-015-1389-1. ISBN 10.1007/s11517-015-1389-1. Dostupné také z: <http://link.springer.com/10.1007/s11517-015-1389-1>.
- [71] MARTÍN-CLEMENTE, Ruben, Jose Luis CAMARGO-OLIVARES, Susana HORNILLO-MELLADO, Mar ELENA a Isabel ROMÁN. Fast Technique for Noninvasive Fetal ECG Extraction. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* [online]. 2011, **58**(2), 227-230 [cit. 2019-01-04]. DOI: 10.1109/TBME.2010.2059703. ISSN 0018-9294.
- [72] BASERI, Hamid a Moosa BELALI-OWSIA. A novel hybrid ICA-ANFIS model for prediction of manufacturing processes performance. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part E: Journal of Process Mechanical Engineering* [online]. 2016, **231**(2), 181-190 [cit. 2019-04-06]. DOI: 10.1177/0954408915585256. ISSN 0954-4089.
- [73] BANGHUA YANG a Liangfei HE. Removal of ocular artifacts from EEG signals using ICA-RLS in BCI. In: *2014 IEEE Workshop on Electronics, Computer and Applications* [online]. IEEE,

- 2014, 2014, s. 544-547 [cit. 2019-04-06]. DOI: 10.1109/IWECA.2014.6845678. ISBN 978-1-4799-4565-8.
- [74] Goldberger AL, Amaral LAN, Glass L, Hausdorff JM, Ivanov PCh, Mark RG, Mietus JE, Moody GB, Peng CK, Stanley HE. PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet: Components of a New Research Resource for Complex Physiologic Signals. *Circulation* 101(23):e215-e220 [Circulation Electronic Pages; <http://circ.ahajournals.org/content/101/23/e215.full>]; 2000 (June 13). PMID: 10851218; doi: 10.1161/01.CIR.101.23.e215
 - [75] De Moor B.L.R. (ed.), DaISy: Database for the Identification of Systems, Department of Electrical Engineering, ESAT/STADIUS, KU Leuven, Belgium, Dostupné z: <http://homes.esat.kuleuven.be/~smc/daisy/>
 - [76] BEHAR, Joachim A., Laurent BONNEMAINS, Vyacheslav SHULGIN, Julien OSTER, Oleksii OSTRAS a Igor LAKHNO. Noninvasive fetal electrocardiography for the detection of fetal arrhythmias. *Prenatal Diagnosis* [online]. 2019, **39**(3), 178-187 [cit. 2019-04-21]. DOI: 10.1002/pd.5412. ISSN 01973851.
 - [77] BEHAR, Joachim, Fernando ANDREOTTI, Sebastian ZAUNSEDER, Qiao LI, Julien OSTER a Gari D CLIFFORD. An ECG simulator for generating maternal-foetal activity mixtures on abdominal ECG recordings. *Physiological Measurement* [online]. 2014, **35**(8), 1537-1550 [cit. 2018-09-02]. DOI: 10.1088/0967-3334/35/8/1537. ISSN 0967-3334.
 - [78] ANDREOTTI, Fernando, Joachim BEHAR, Sebastian ZAUNSEDER, Julien OSTER a Gari D CLIFFORD. An open-source framework for stress-testing non-invasive foetal ECG extraction algorithms. *Physiological Measurement* [online]. 2016, **37**(5), 627-648 [cit. 2018-09-02]. DOI: 10.1088/0967-3334/37/5/627. ISSN 0967-3334.
 - [79] SILVA, Ikaro, Joachym BEHAR a Reza SAMENI. *Noninvasive Fetal ECG: the PhysioNet/Computing in Cardiology Challenge 2013* [online]. [cit. 2018-08-31].
 - [80] WACKERLY, Dennis D, William MENDENHALL a Richard L SCHEAFFER. *Mathematical Statistics with Applications*. 7th ed. Belmont: Thomson/Brooks/Cole, 2008. ISBN 0-495-38508-5.
 - [81] MARTINEZ, M., J. CALPE, E. SORIA, J.F. GUERRERO, G. CAMPS a L. GOMEZ. Methods to evaluate the performance of fetal electrocardiogram extraction algorithms. In: *Computers in Cardiology 2001. Vol.28 (Cat. No.01CH37287)* [online]. IEEE, 2001, s. 253-256 [cit. 2018-10-29]. DOI: 10.1109/CIC.2001.977640. ISBN 0-7803-7266-2.
 - [82] MARTIN BLAND, J. a DouglasG. ALTMAN. STATISTICAL METHODS FOR ASSESSING AGREEMENT BETWEEN TWO METHODS OF CLINICAL MEASUREMENT. *The Lancet* [online]. 1986, **327**(8476), 307-310 [cit. 2018-10-29]. DOI: 10.1016/S0140-6736(86)90837-8. ISSN 01406736.
 - [83] GIAVARINA, Davide. Understanding Bland Altman analysis. *Biochemia Medica* [online]. 2015, **25**(2), 141-151 [cit. 2018-10-29]. DOI: 10.11613/BM.2015.015. ISSN 18467482.
 - [84] PAN, Jiapu a Willis J. TOMPKINS. A Real-Time QRS Detection Algorithm. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* [online]. 1985, **BME-32**(3), 230-236 [cit. 2019-03-01]. DOI: 10.1109/TBME.1985.325532. ISSN 0018-9294.
 - [85] VERMA, Sahil a Richa VASHISTHA. Efficient RR-interval time series formulation for heart rate detection. In: *IMPACT-2013* [online]. IEEE, 2013, 2013, s. 84-87 [cit. 2019-03-01]. DOI: 10.1109/MSPCT.2013.6782093. ISBN 978-1-4799-1205-6.

- [86] ARTEAGA-FALCONI, Juan, Hussein Al OSMAN a Abdulmotaleb El SADDIK. R-peak detection algorithm based on differentiation. In: *2015 IEEE 9th International Symposium on Intelligent Signal Processing (WISP) Proceedings* [online]. IEEE, 2015, 2015, s. 1-4 [cit. 2019-03-01]. DOI: 10.1109/WISP.2015.7139157. ISBN 978-1-4799-7253-1.
- [87] HADDADI, Rachid, Elhassane ABDELMOUNIM, Mustapha EL HANINE a Abdelaziz BELAGUID. Discrete Wavelet Transform based algorithm for recognition of QRS complexes. In: *2014 International Conference on Multimedia Computing and Systems (ICMCS)* [online]. IEEE, 2014, 2014, s. 375-379 [cit. 2019-03-01].
- [88] BÖCK, Carl. *ECG Signal Analysis based on the Wavelet Transform*. Graz, 2015. Master's Thesis. Graz University of Technology. Vedoucí práce Dr. Gernot Kubin.
- [89] CUIWEI LI, CHONGXUN ZHENG a CHANGFENG TAI. Detection of ECG characteristic points using wavelet transforms. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* [online]. **42**(1), 21-28 [cit. 2019-03-01]. DOI: 10.1109/10.362922. ISSN 00189294.
- [90] BUSTAMANTE, C.A., S.I. DUQUE, A. OROZCO-DUQUE a J. BUSTAMANTE. ECG delineation and ischemic ST-segment detection based in wavelet transform and support vector machines. In: *2013 Pan American Health Care Exchanges (PAHCE)* [online]. IEEE, 2013, 2013, s. 1-7 [cit. 2019-03-01]. DOI: 10.1109/PAHCE.2013.6568279. ISBN 978-1-4673-6257-3.
- [91] MARTINEZ, J.P., R. ALMEIDA, S. OLMOS, A.P. ROCHA a P. LAGUNA. A Wavelet-Based ECG Delineator: Evaluation on Standard Databases. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* [online]. 2004, **51**(4), 570-581 [cit. 2019-03-01]. DOI: 10.1109/TBME.2003.821031. ISSN 0018-9294.
- [92] KTATA, S., k. OUNI a N. ELLOUZE. ECG Signal Maxima Detection Using Wavelet Transform. In: *2006 IEEE International Symposium on Industrial Electronics* [online]. IEEE, 2006, 2006, s. 700-703 [cit. 2019-03-01]. DOI: 10.1109/ISIE.2006.295547. ISBN 1-4244-0497-5.
- [93] TAN, K.F. Detection of the QRS complex, P wave and T wave in electrocardiogram. In: *First International Conference on Advances in Medical Signal and Information Processing* [online]. IEE, 2000, 2000, s. 41-47 [cit. 2019-03-01]. DOI: 10.1049/cp:20000315. ISBN 0852967284.
- [94] SONG LIXIN, WANG YUHONG a GUAN LILI. A p-wave detection method in ECG based on multi-feature and wavelet-amplitude threshold. In: *2014 International Conference on Information and Communications Technologies (ICT 2014)* [online]. Institution of Engineering and Technology, 2014, 2014, 3.093-3.093 [cit. 2019-03-01]. DOI: 10.1049/cp.2014.0630. ISBN 978-1-84919-843-1.
- [95] RAKSHIT, M., D. PANIGRAHY a P. K. SAHU. EKF with PSO technique for delineation of P and T wave in electrocardiogram(ECG) signal. In: *2015 2nd International Conference on Signal Processing and Integrated Networks (SPIN)* [online]. IEEE, 2015, 2015, s. 696-701 [cit. 2019-03-01]. DOI: 10.1109/SPIN.2015.7095293. ISBN 978-1-4799-5991-4.
- [96] ELGENDI, Mohamed, Bjoern ESKOFIER a Derek ABBOTT. Fast T Wave Detection Calibrated by Clinical Knowledge with Annotation of P and T Waves. *Sensors* [online]. 2015, **15**(7), 17693-17714 [cit. 2019-03-01]. DOI: 10.3390/s150717693. ISSN 1424-8220.
- [97] CHROBÁK, Martin a Jiří KOZUMPLÍK. Porovnání nepoužívanějších algoritmů pro detekci intervalu QT. *Elektro revue* [online]. 2013, **2013**(4), 233-237 [cit. 2019-03-01]. ISSN 1213 - 1539.

- [98] FRIDERICIA, L. S. The Duration of Systole in an Electrocardiogram in Normal Humans and in Patients with Heart Disease*. *Annals of Noninvasive Electrocardiology* [online]. 2003, **8**(4), 343-351 [cit. 2019-03-02]. DOI: 10.1046/j.1542-474X.2003.08413.x. ISSN 1542-474X.
- [99] MARTINEK, Radek, Radana KAHANKOVA, Boris MARTIN, Jan NEDOMA a Marcel FAJKUS. A novel modular fetal ECG STAN and HRV analysis: Towards robust hypoxia detection. *Technology and Health Care*[online]. 2018, 1-31 [cit. 2019-03-04]. DOI: 10.3233/THC-181375. ISSN 09287329.
- [100] ANDREOTTI, Fernando, Maik RIEDL, Tilo HIMMELSBACH, et al. Robust fetal ECG extraction and detection from abdominal leads. *Physiological Measurement* [online]. 2014, **35**(8), 1551-1567 [cit. 2019-04-06]. DOI: 10.1088/0967-3334/35/8/1551. ISSN 0967-3334.
- [101] GURVE, Dharmendra, Jeevan K. PANT a Sridhar KRISHNAN. Real-time fetal ECG extraction from multichannel abdominal ECG using compressive sensing and ICA. In: *2017 39th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)* [online]. IEEE, 2017, 2017, s. 2794-2797 [cit. 2019-04-06]. DOI: 10.1109/EMBC.2017.8037437. ISBN 978-1-5090-2809-2.
- [102] MARTINEK, Radek, Radana KAHANKOVA, Janusz JEZEWSKI, et al. Comparative Effectiveness of ICA and PCA in Extraction of Fetal ECG From Abdominal Signals: Toward Non-invasive Fetal Monitoring. *Frontiers in Physiology* [online]. 2018, **9** [cit. 2019-04-06]. DOI: 10.3389/fphys.2018.00648. ISSN 1664-042X.
- [103] KAHÁNKOVÁ, Radana. Adaptivní metody extrakce abdominálního plodového elektrokardiogramu [online]. Ostrava, 2016 [cit. 2019-04-10]. Dostupné z: <http://hdl.handle.net/10084/115849>. Diplomová práce. Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava.
- [104] JAROŠ, René. Neadaptivní metody zpracování plodového elektrokardiogramu [online]. Ostrava, 2017 [cit. 2019-04-10]. Dostupné z: <http://hdl.handle.net/10084/119040>. Diplomová práce. Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava.

Seznam příloh

Příloha A: Stanovení tepové frekvence.....	I
Příloha B: Stanovení STAN.....	X
Příloha C: Délka a trend QT intervalu.....	XV
Příloha D: Délka a trend PQ segmentu.....	XXV
Příloha E: Délka a trend ST úseku.....	XXXI
Příloha F: Délka a trend QRS komplexu.....	XXXVII
Příloha G: Délka a trend P vlny.....	XLIII
Příloha H: Délka a trend T vlny.....	XLIX
Příloha I: Celková morfologie.....	LV
Příloha J: Příloha v IS EDISON a na přiloženém CD, obsah přílohy:	
1. Obrázky a grafy – složka s vytvořenými obrázky a grafy ve formátu .fig nebo .svg.	
2. Program – složka se soubory aplikací ve formátech .m a .fig. Hlavní aplikace je zde umístěna pod názvem Fetal_ECG_analysis .	
3. Data – složka s referenčními a filtrovanými signály ve formátu .mat.	

Příloha A: Stanovení tepové frekvence

Tab. 27 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při měření tepové frekvence na signálu r02 statistickými parametry

Metoda	μ (bpm)	$1,96\sigma$ (bpm)	TP	FP	FN	ACC (%)	Se (%)	PPV (%)	F1 (%)
ICA-ANFIS	-0,132	11,58	539	2	4	98,90	99,26	99,63	99,45
ICA-RLS	-0,423	13,57	475	3	3	98,75	99,37	99,37	99,37
ICA-ANFIS-WT	-0,115	8,54	622	3	4	98,89	99,36	99,52	99,44
ICA-RLS-WT	-0,293	12,80	540	2	2	99,26	99,63	99,63	99,63

Tab. 28 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při měření tepové frekvence na signálu r05 statistickými parametry

Metoda	μ (bpm)	$1,96\sigma$ (bpm)	TP	FP	FN	ACC (%)	Se (%)	PPV (%)	F1 (%)
ICA-ANFIS	-2,417	34,61	311	6	0	98,11	100,00	98,11	99,04
ICA-RLS	-1,007	21,63	520	4	0	99,24	100,00	99,24	99,62
ICA-ANFIS-WT	-0,084	4,91	369	18	16	91,56	95,84	95,35	95,60
ICA-RLS-WT	-0,038	3,83	551	33	30	89,74	94,84	94,35	94,59

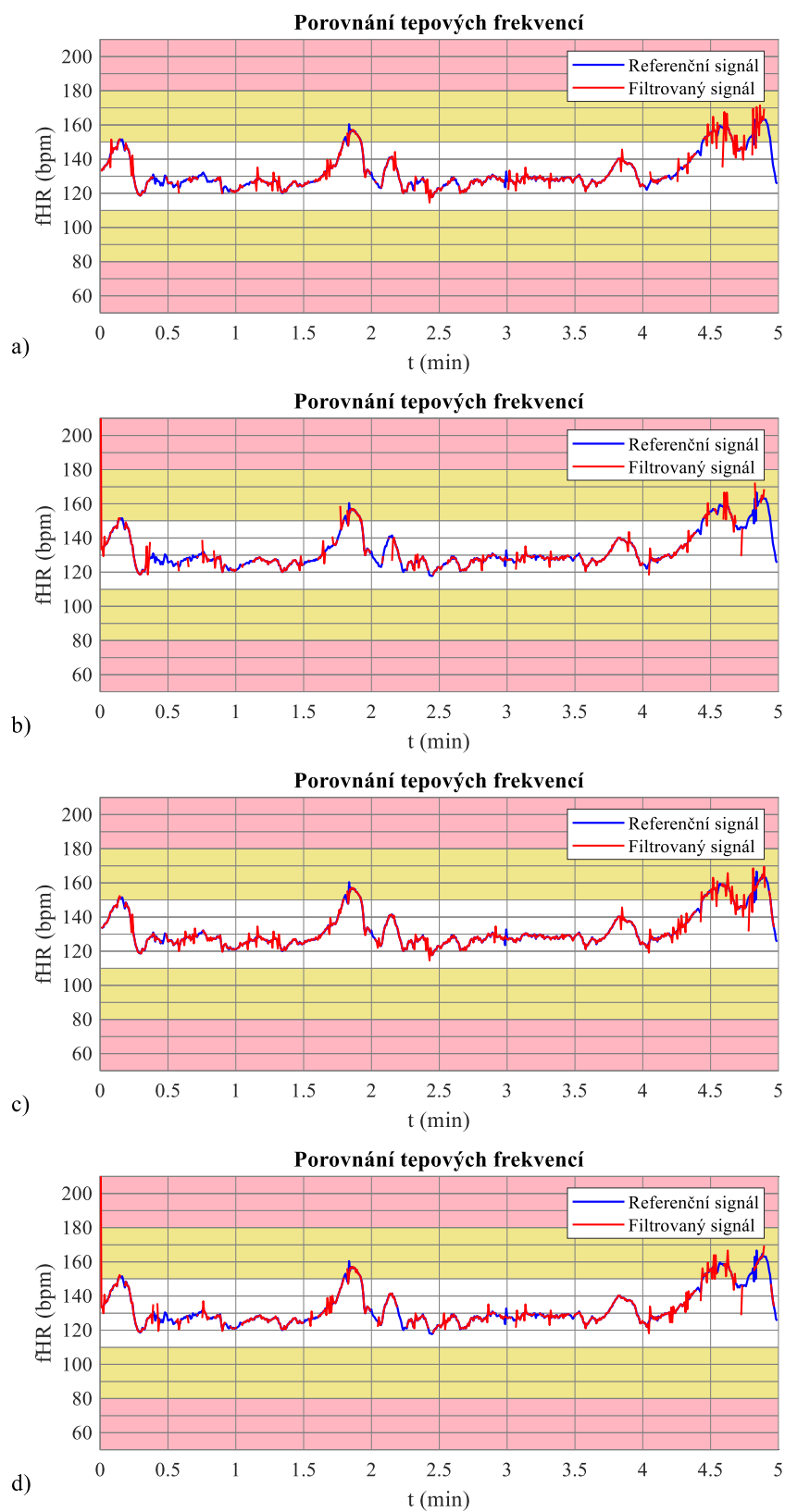
Tab. 29 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při měření tepové frekvence na signálu r08 statistickými parametry

Metoda	μ (bpm)	$1,96\sigma$ (bpm)	TP	FP	FN	ACC (%)	Se (%)	PPV (%)	F1 (%)
ICA-ANFIS	-2,573	36,74	196	4	0	98,00	100,00	98,00	98,99
ICA-RLS	-2,500	35,84	144	3	0	97,96	100,00	97,96	98,97
ICA-ANFIS-WT	0,202	9,25	274	0	2	99,28	99,28	100,00	99,64
ICA-RLS-WT	-0,007	4,58	288	17	10	91,43	96,64	94,43	95,52

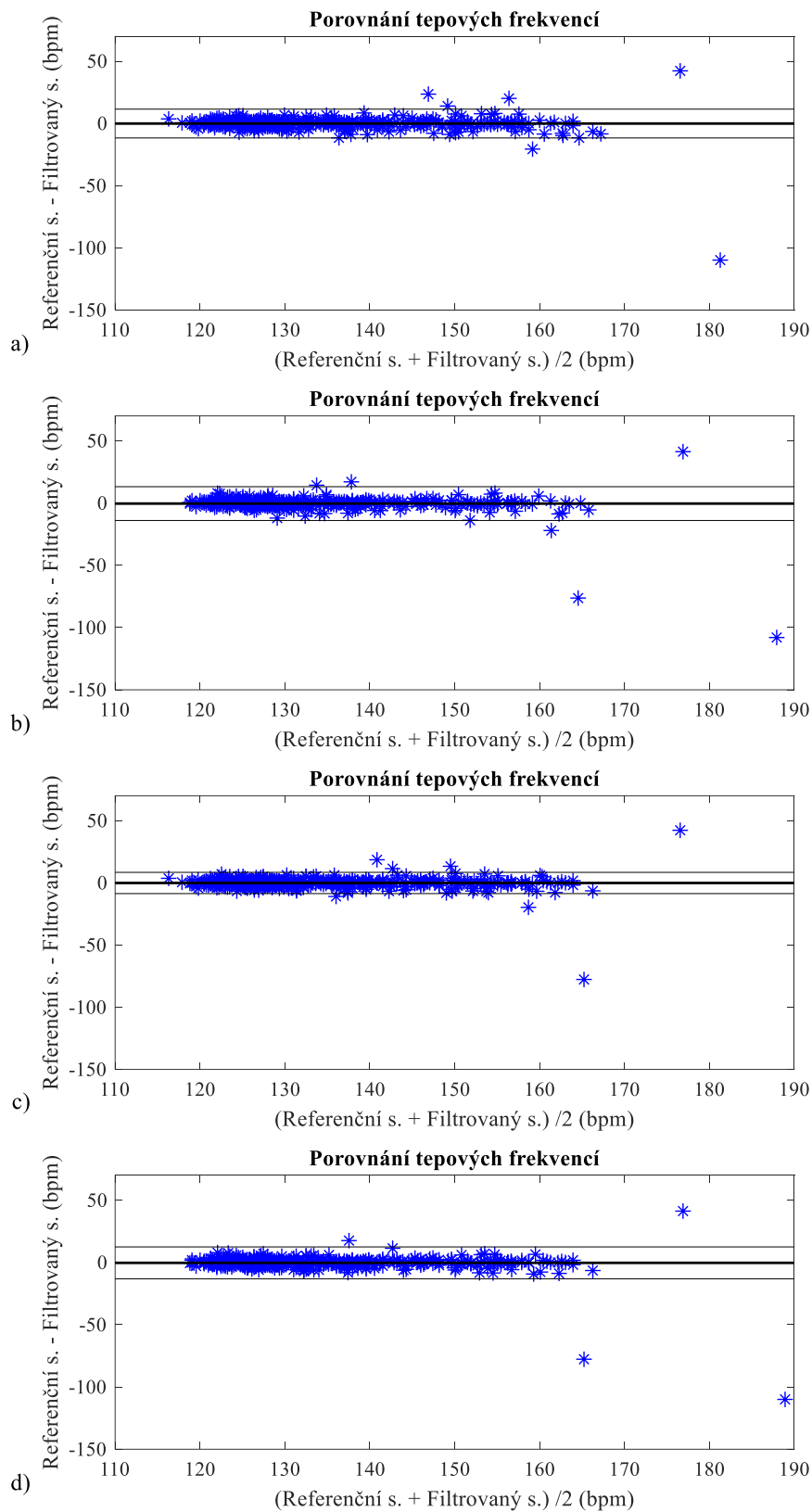
Tab. 30 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při měření tepové frekvence na signálu r09 statistickými parametry

Metoda	μ (bpm)	$1,96\sigma$ (bpm)	TP	FP	FN	ACC (%)	Se (%)	PPV (%)	F1 (%)
ICA-ANFIS	0,061	5,83	460	10	10	95,83	97,87	97,87	97,87
ICA-RLS	0,084	5,98	450	9	7	96,57	98,47	98,04	98,25
ICA-ANFIS-WT	-0,009	5,21	508	15	8	95,67	98,45	97,13	97,79
ICA-RLS-WT	0,043	6,81	509	5	3	98,45	99,41	99,03	99,22

Signál r02

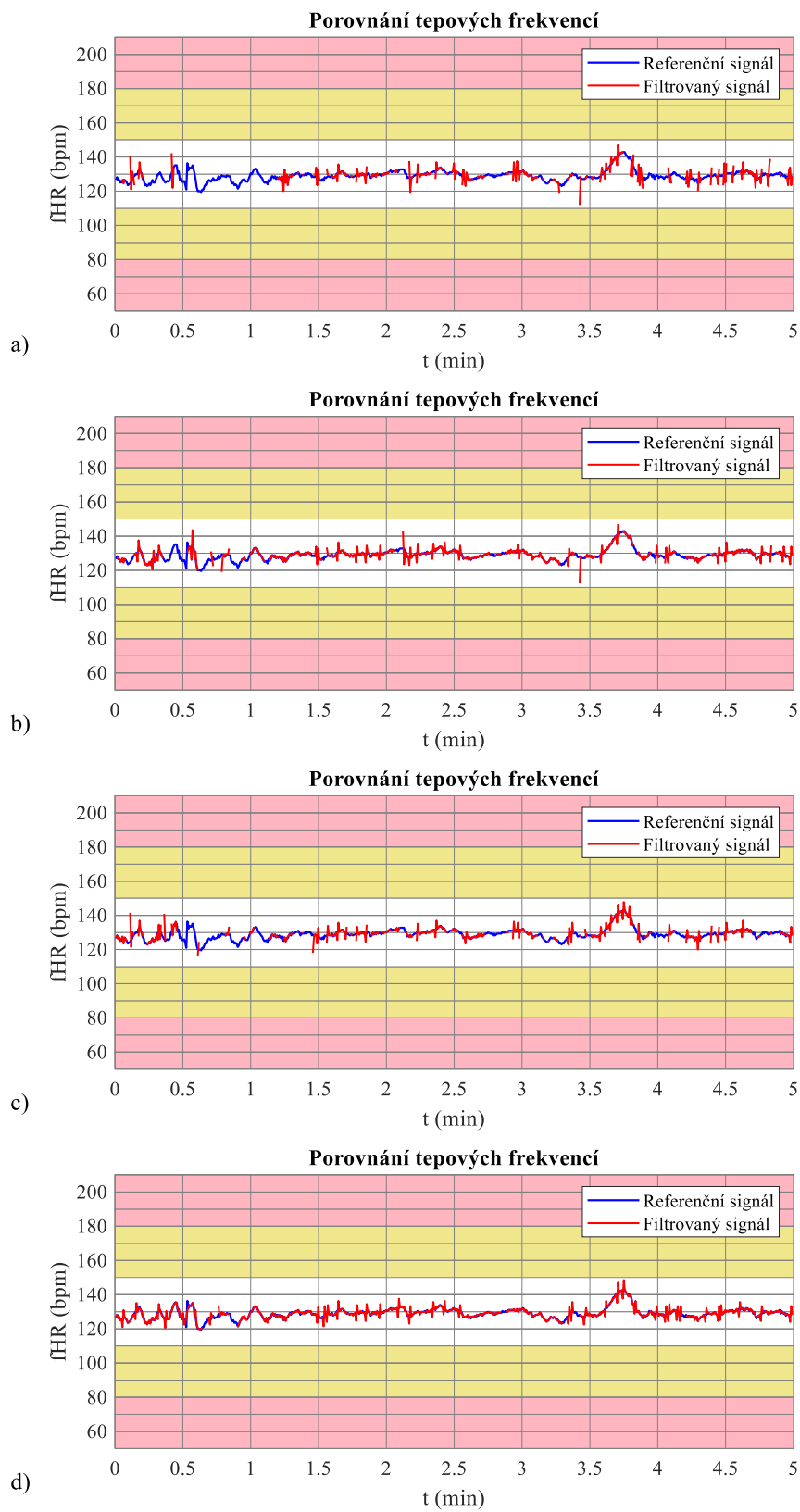


Obr. 28 – Porovnání časových průběhů tepových frekvencí referenčního a filtrovaného signálu r02 pro jednotlivé metody: a) ICA ANFIS, b) ICA-RLS, c) ICA-ANFIS-WT, d) ICA-RLS-WT

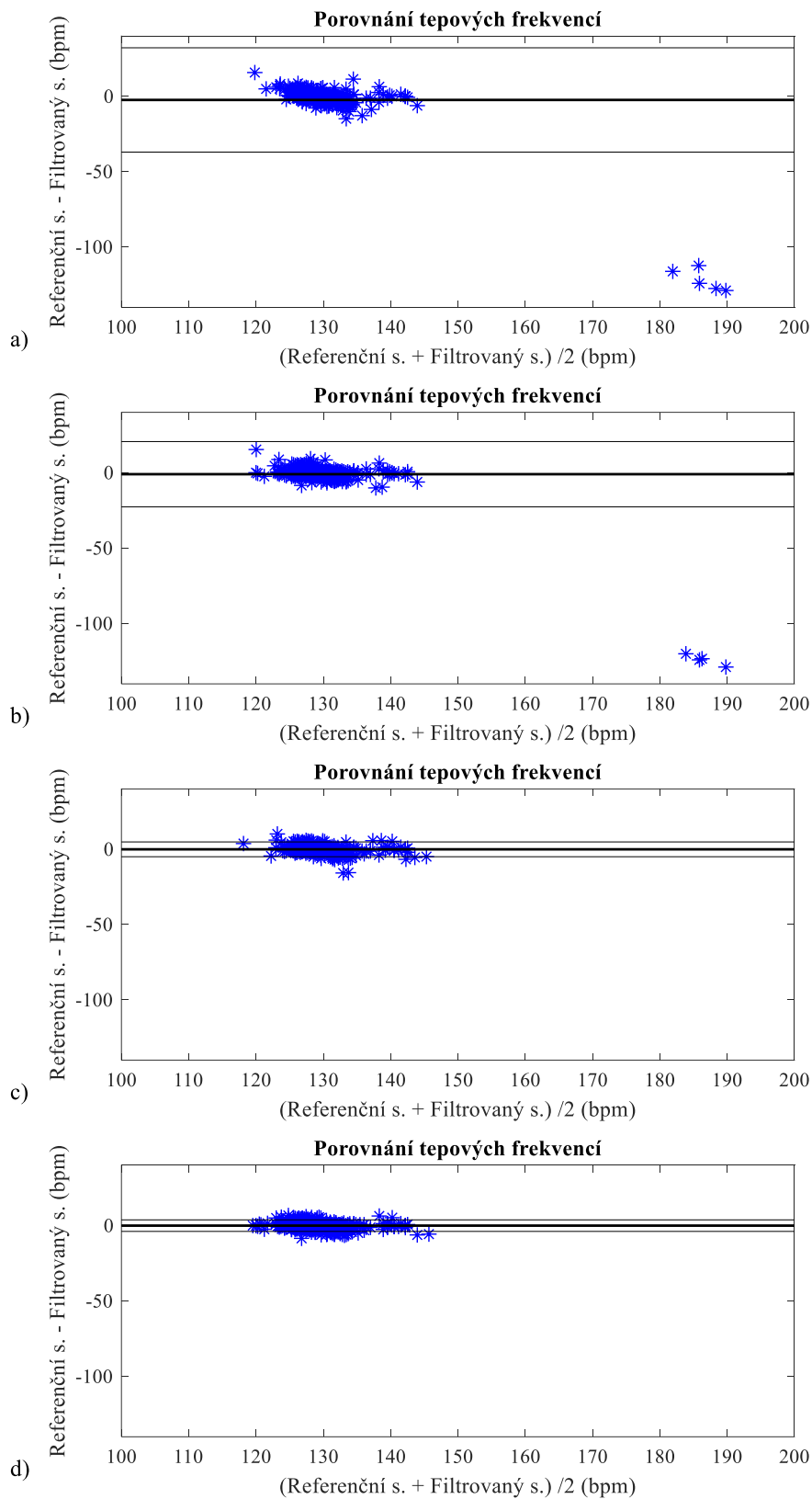


Obr. 29 – Porovnání tepových frekvencí referenčního a filtrovaného signálu r02 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS, c) ICA-ANFIS-WT, d) ICA-RLS-WT

Signál r05

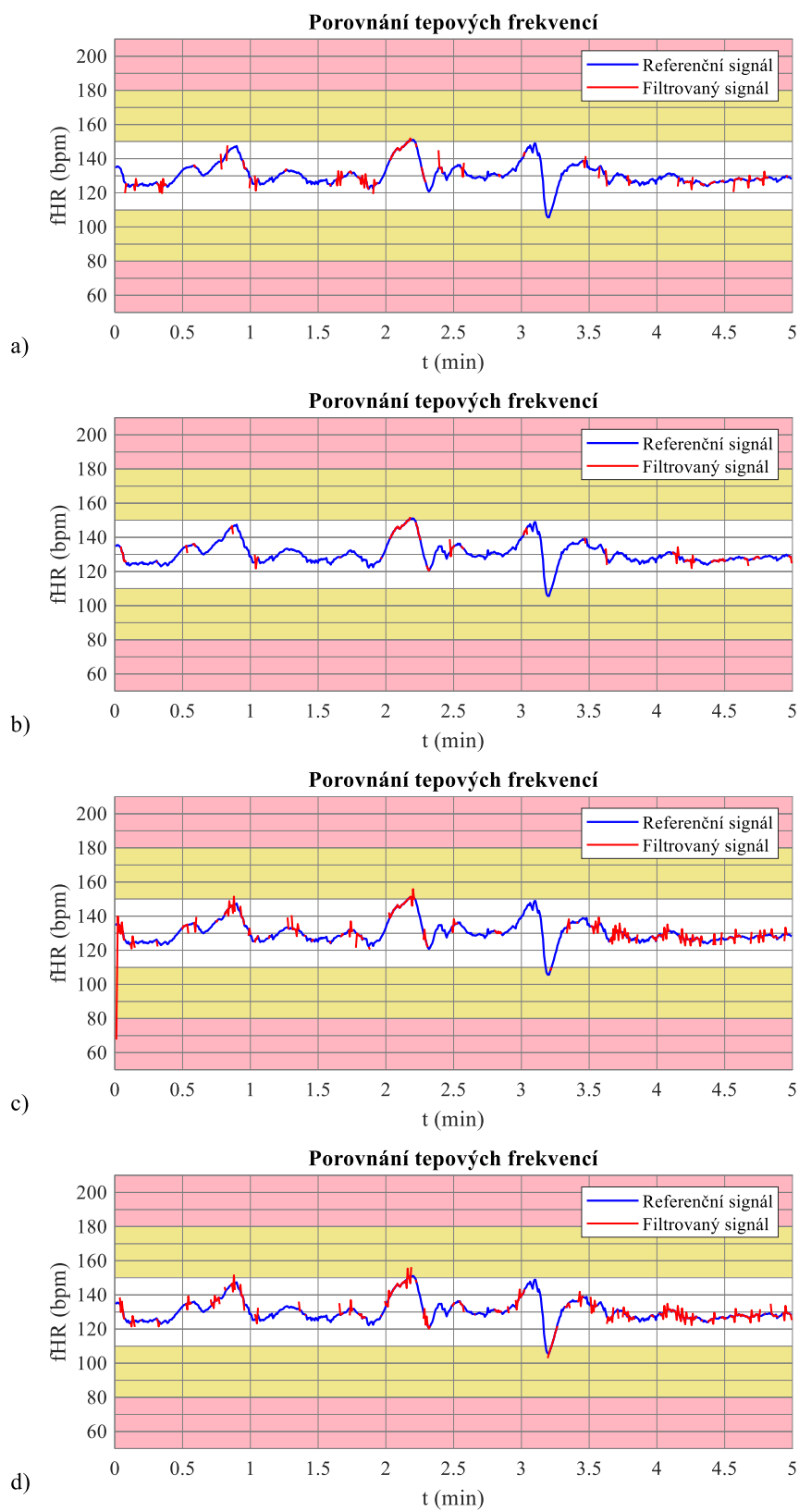


Obr. 30 – Porovnání časových průběhů tepových frekvencí referenčního a filtrovaného signálu r05 pro jednotlivé metody: a) ICA ANFIS, b) ICA-RLS, c) ICA-ANFIS-WT, d) ICA-RLS-WT

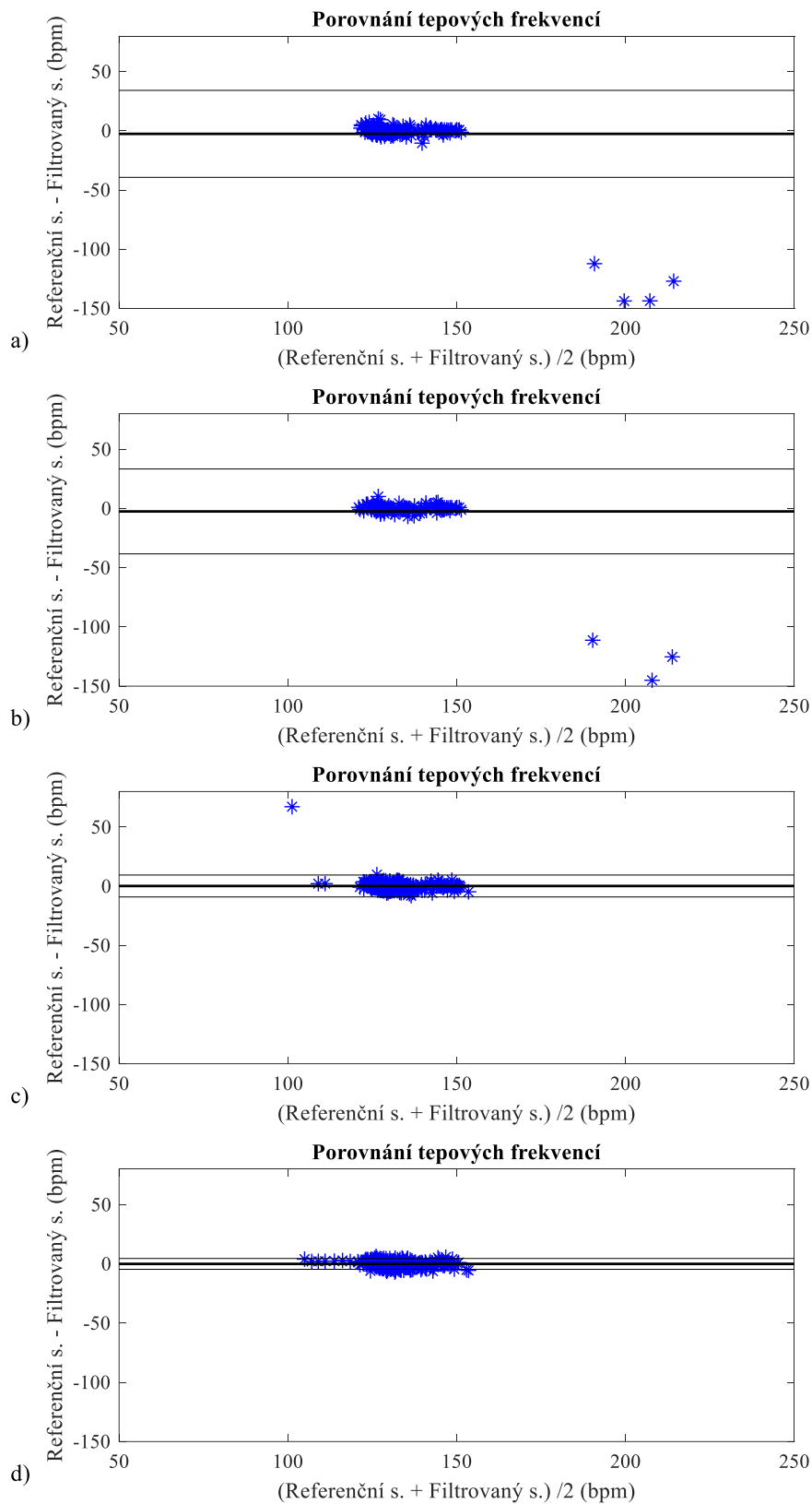


Obr. 31 – Porovnání tepových frekvencí referenčního a filtrovaného signálu r05 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS, c) ICA-ANFIS-WT, d) ICA-RLS-WT

Signál r08

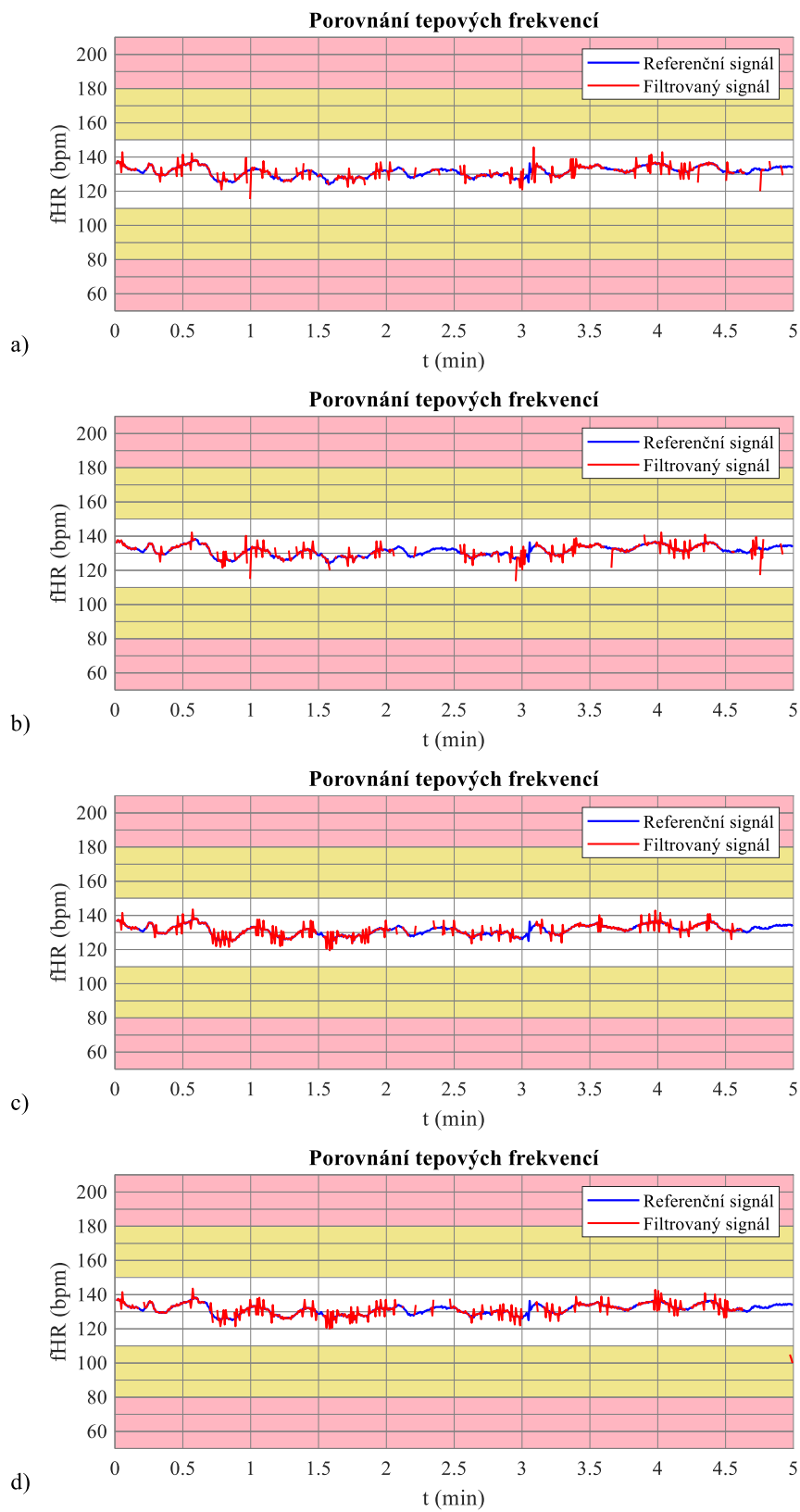


Obr. 32 – Porovnání časových průběhů tepových frekvencí referenčního a filtrovaného signálu r08 pro jednotlivé metody: a) ICA ANFIS, b) ICA-RLS, c) ICA-ANFIS-WT, d) ICA-RLS-WT

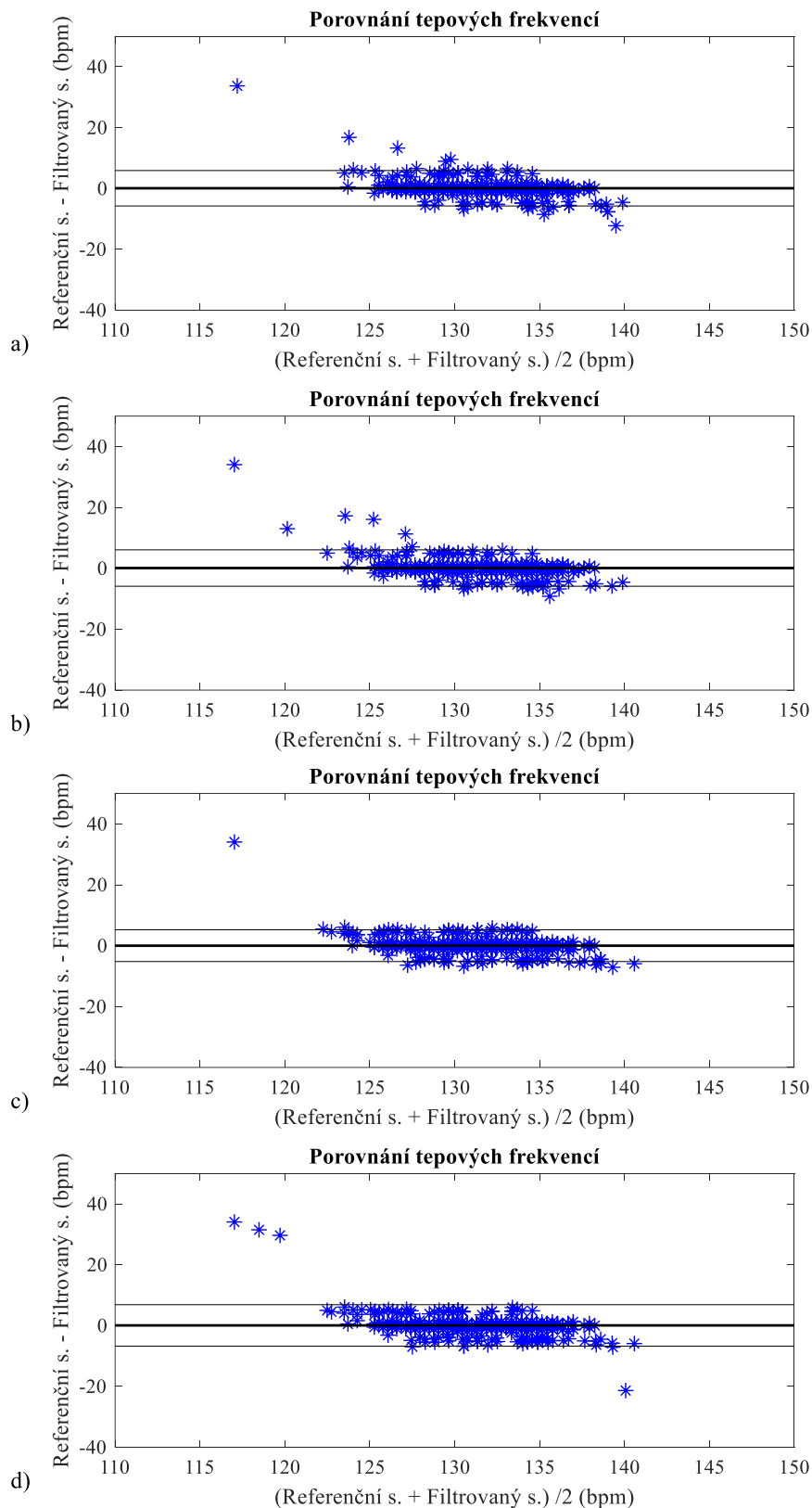


Obr. 33 – Porovnání tepových frekvencí referenčního a filtrovaného signálu r08 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS, c) ICA-ANFIS-WT, d) ICA-RLS-WT

Signál r09



Obr. 34 – Porovnání časových průběhů tepových frekvencí referenčního a filtrovaného signálu r09 pro jednotlivé metody: a) ICA ANFIS, b) ICA-RLS, c) ICA-ANFIS-WT, d) ICA-RLS-WT



Obr. 35 – Porovnání tepových frekvencí referenčního a filtrovaného signálu r09 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS, c) ICA-ANFIS-WT, d) ICA-RLS-WT

Příloha B: Stanovení STAN

Tab. 31 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při výpočtu ST analýzy na signálu r02 statistickými parametry

Metoda	μ (-)	$1,96\sigma$ (-)	TP	FP	FN	ACC (%)	Se (%)	PPV (%)	F1 (%)
ICA-ANFIS	-0,0051	0,0103	20	0	0	100,00	100,00	100,00	100,00
ICA-RLS	-0,0041	0,0106	18	0	0	100,00	100,00	100,00	100,00
ICA-ANFIS-WT	0,0149	0,0044	20	2	0	90,91	100,00	90,91	95,24
ICA-RLS-WT	0,0143	0,0055	19	1	0	95,00	100,00	95,00	97,44

Tab. 32 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při výpočtu ST analýzy na signálu r05 statistickými parametry

Metoda	μ (-)	$1,96\sigma$ (-)	TP	FP	FN	ACC (%)	Se (%)	PPV (%)	F1 (%)
ICA-ANFIS	-0,0151	0,0076	15	0	0	100,00	100,00	100,00	100,00
ICA-RLS	-0,0134	0,0050	18	0	1	94,74	94,74	100,00	97,30
ICA-ANFIS-WT	0,0132	0,0027	17	0	2	89,47	89,47	100,00	94,44
ICA-RLS-WT	0,0158	0,0040	21	0	0	100,00	100,00	100,00	100,00

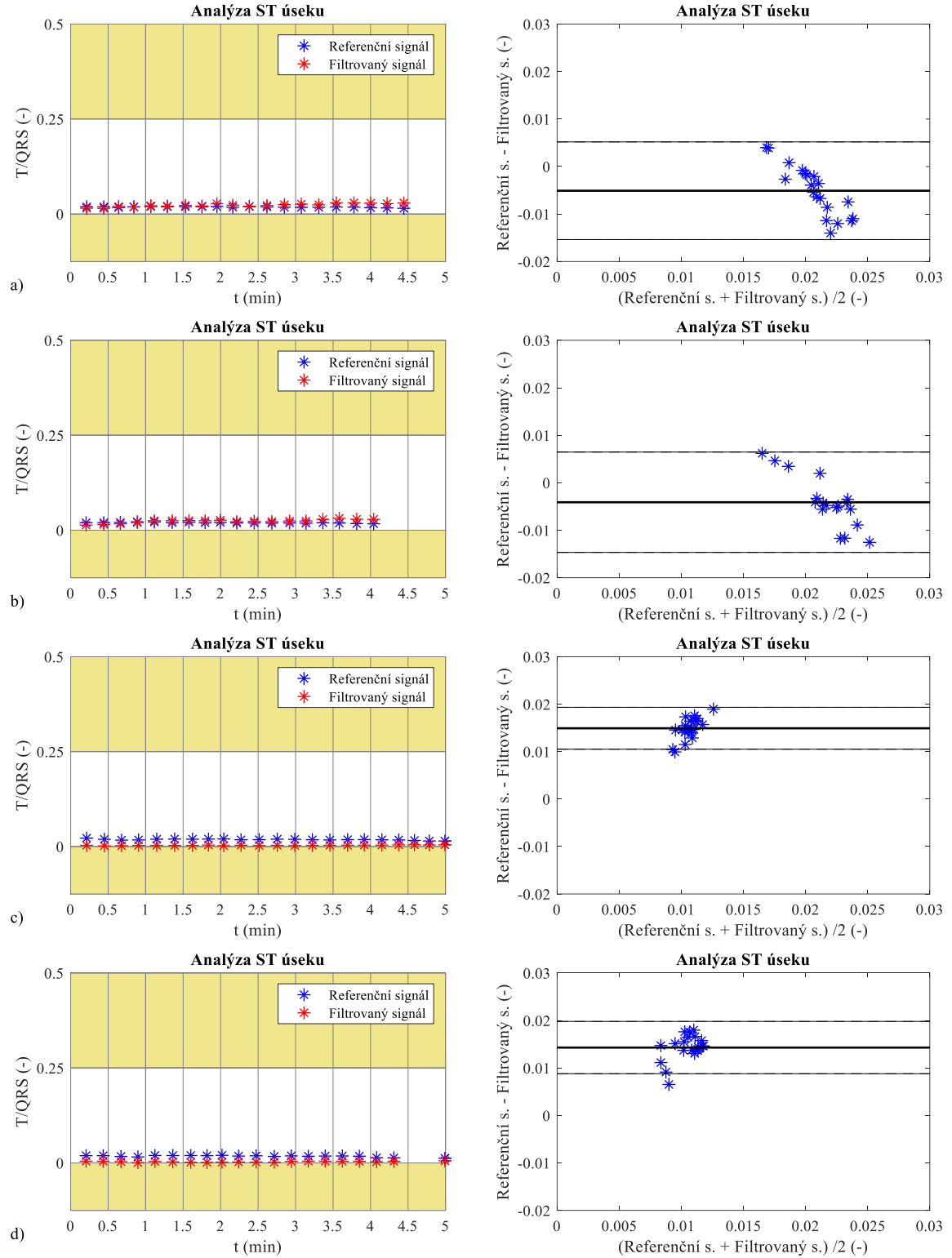
Tab. 33 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při výpočtu ST analýzy na signálu r08 statistickými parametry

Metoda	μ (-)	$1,96\sigma$ (-)	TP	FP	FN	ACC (%)	Se (%)	PPV (%)	F1 (%)
ICA-ANFIS	0,0005	0,0117	9	1	0	90,00	100,00	90,00	94,74
ICA-RLS	0,0046	0,0073	9	0	0	100,00	100,00	100,00	100,00
ICA-ANFIS-WT	-0,0211	0,0185	11	1	0	91,67	100,00	91,67	95,65
ICA-RLS-WT	-0,0096	0,0177	13	0	1	92,86	92,86	100,00	96,30

Tab. 34 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při výpočtu ST analýzy na signálu r09 statistickými parametry

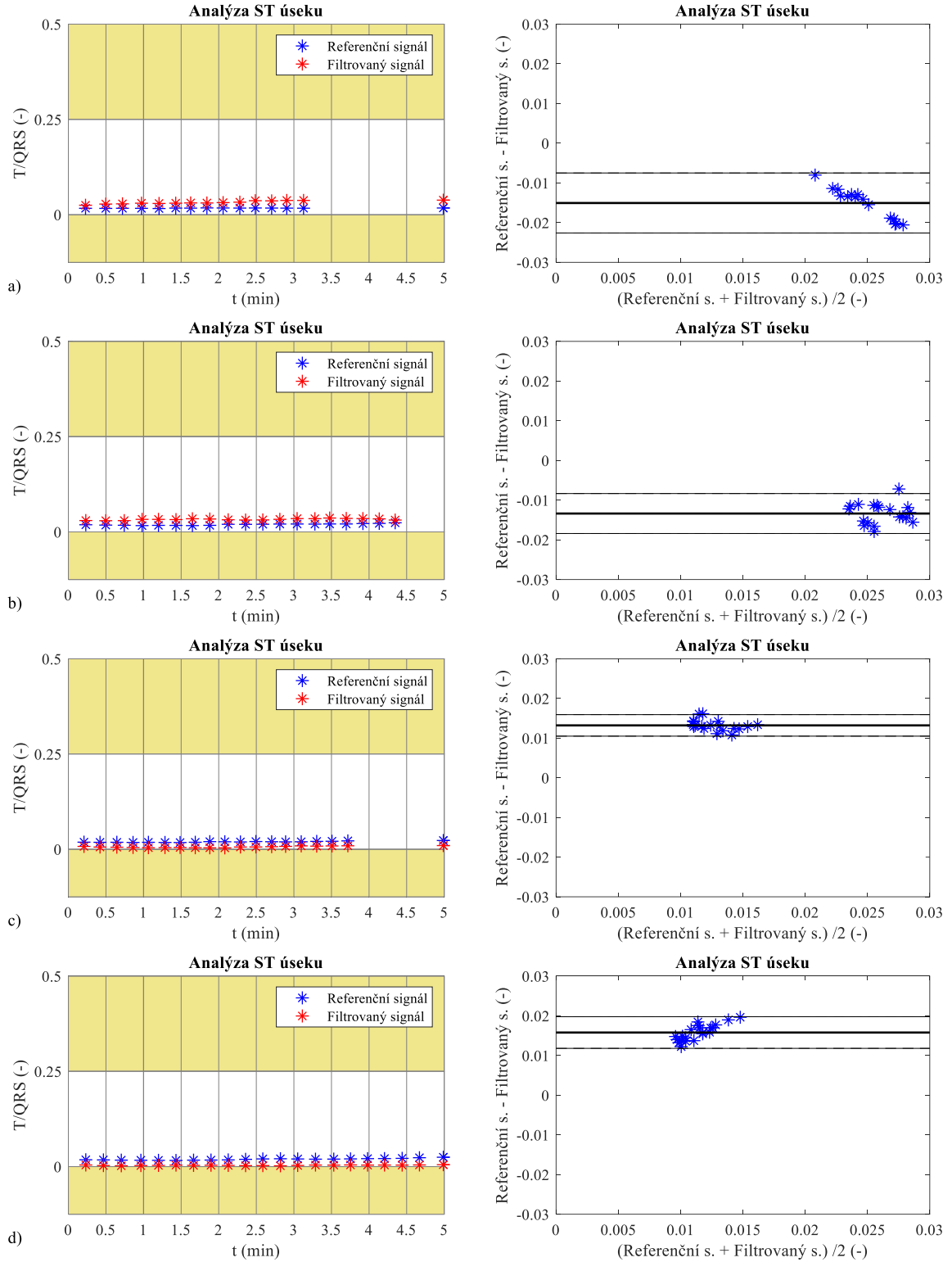
Metoda	μ (-)	$1,96\sigma$ (-)	TP	FP	FN	ACC (%)	Se (%)	PPV (%)	F1 (%)
ICA-ANFIS	-0,0130	0,0173	19	0	0	100,00	100,00	100,00	100,00
ICA-RLS	-0,0086	0,0112	17	1	0	94,44	100,00	94,44	97,14
ICA-ANFIS-WT	0,0168	0,0020	18	1	0	94,74	100,00	94,74	97,30
ICA-RLS-WT	0,0171	0,0018	18	0	0	100,00	100,00	100,00	100,00

Signál r02



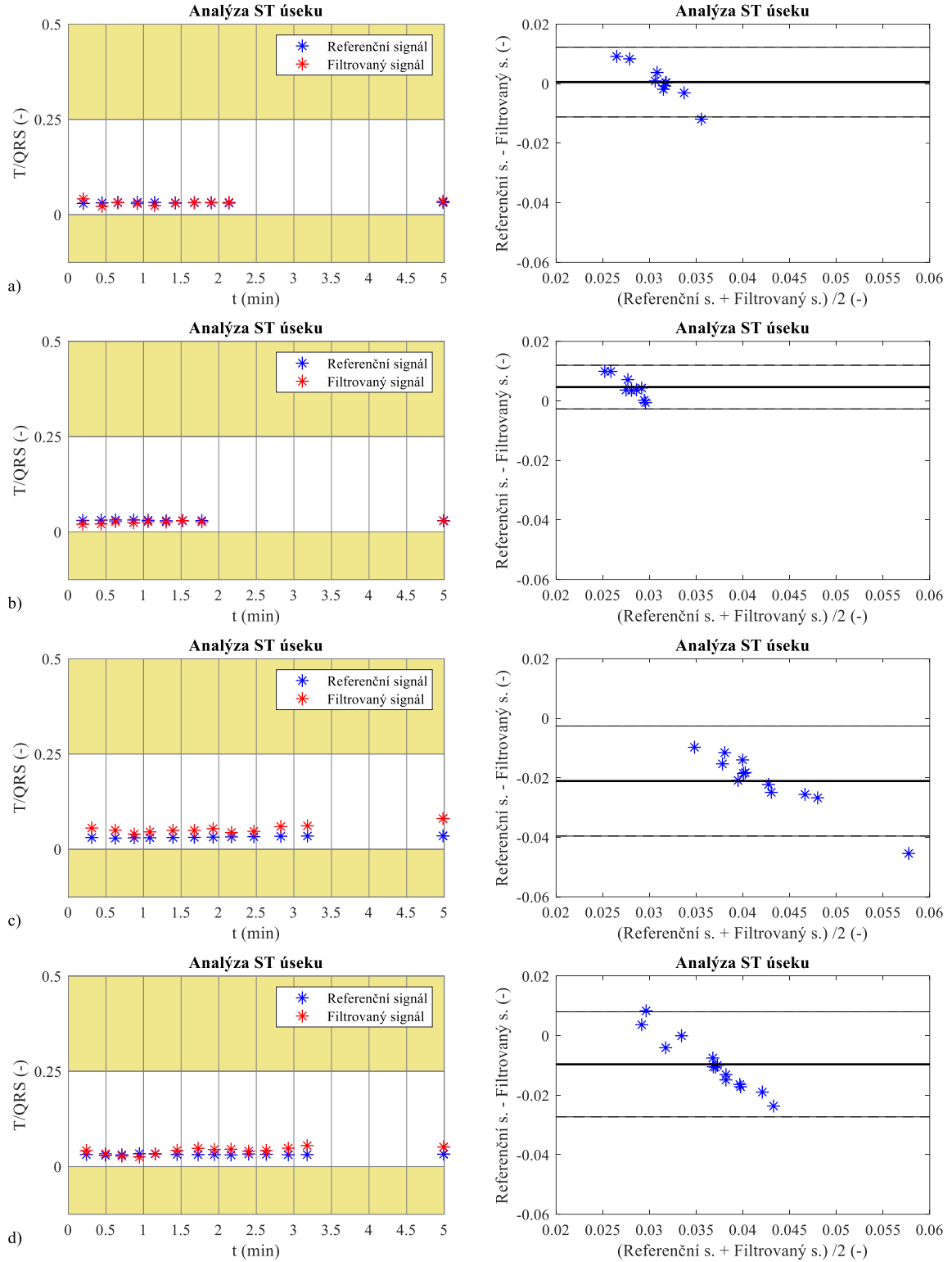
Obr. 36 – Porovnání ST analýz referenčního a filtrovaného signálu r02 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS, c) ICA ANFIS-WT, d) ICA-RLS-WT

Signál r05



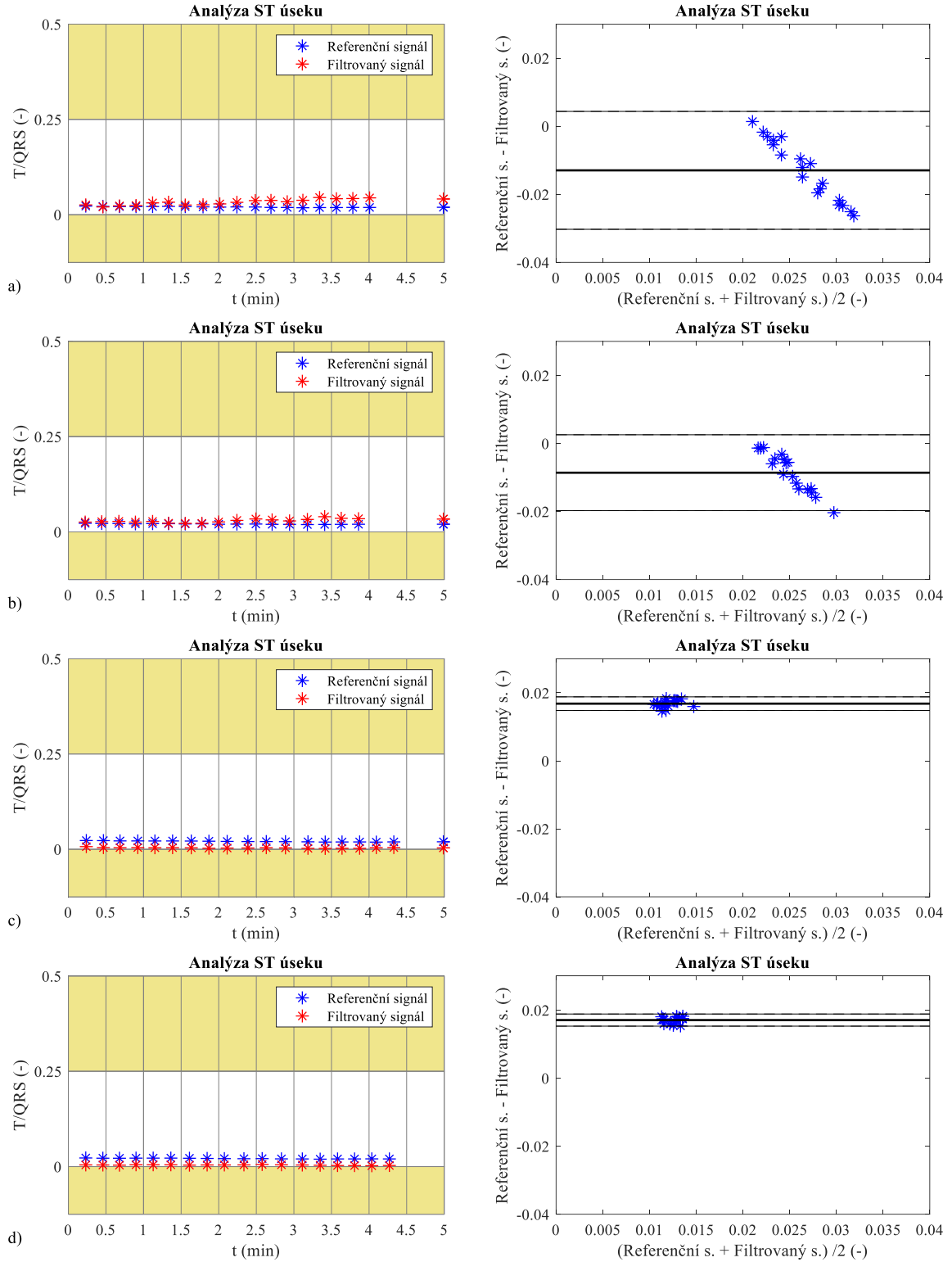
Obr. 37 – Porovnání ST analýz referenčního a filtrovaného signálu r05 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS, c) ICA ANFIS-WT, d) ICA-RLS-WT

Signál r08



Obr. 38 – Porovnání ST analýz referenčního a filtrovaného signálu r08 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS, c) ICA-ANFIS-WT, d) ICA-RLS-WT

Signál r09



Obr. 39 – Porovnání ST analýz referenčního a filtrovaného signálu r09 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS, c) ICA ANFIS-WT, d) ICA-RLS-WT

Příloha C: Délka a trend QT intervalu

Délka

Tab. 35 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při měření délky QT intervalu na signálu r02 statistickými parametry

Metoda	μ (ms)	$1,96\sigma$ (ms)	TP	FP	FN	ACC (%)	Se (%)	PPV (%)	F1 (%)
ICA-ANFIS	10,40	6,05	19	1	0	95,00	100,00	95,00	97,44
ICA-RLS	5,87	13,51	16	2	0	88,89	100,00	88,89	94,12
ICA-ANFIS-WT	41,00	108,58	22	0	0	100,00	100,00	100,00	100,00
ICA-RLS-WT	23,60	52,94	19	0	1	95,00	95,00	100,00	97,44

Tab. 36 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při měření délky QT intervalu na signálu r05 statistickými parametry

Metoda	μ (ms)	$1,96\sigma$ (ms)	TP	FP	FN	ACC (%)	Se (%)	PPV (%)	F1 (%)
ICA-ANFIS	26,80	5,70	14	1	0	93,33	100,00	93,33	96,55
ICA-RLS	12,74	15,75	17	2	0	89,47	100,00	89,47	94,44
ICA-ANFIS-WT	-33,73	51,94	19	0	0	100,00	100,00	100,00	100,00
ICA-RLS-WT	15,62	31,81	20	1	0	95,24	100,00	95,24	97,56

Tab. 37 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při měření délky QT intervalu na signálu r05 statistickými parametry

Metoda	μ (ms)	$1,96\sigma$ (ms)	TP	FP	FN	ACC (%)	Se (%)	PPV (%)	F1 (%)
ICA-ANFIS	-27,50	74,40	10	0	0	100,00	100,00	100,00	100,00
ICA-RLS	-17,22	55,62	8	0	1	88,89	88,89	100,00	94,12
ICA-ANFIS-WT	-21,00	14,16	12	0	0	100,00	100,00	100,00	100,00
ICA-RLS-WT	-25,21	5,81	13	0	1	92,86	92,86	100,00	96,30

Tab. 38 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při měření délky QT intervalu na signálu r08 statistickými parametry

Metoda	μ (ms)	$1,96\sigma$ (ms)	TP	FP	FN	ACC (%)	Se (%)	PPV (%)	F1 (%)
ICA-ANFIS	25,36	8,22	17	0	2	89,47	89,47	100,00	94,44
ICA-RLS	27,20	9,67	17	1	0	94,44	100,00	94,44	97,14
ICA-ANFIS-WT	40,32	9,45	19	0	0	100,00	100,00	100,00	100,00
ICA-RLS-WT	53,00	39,39	18	0	0	100,00	100,00	100,00	100,00

Trend

Tab. 39 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při porovnání křivek v úseku QT intervalu na signálu r02 statistickými parametry

Metoda	μ (-)	$1,96\sigma$ (-)	TP	FP	FN	ACC (%)	Se (%)	PPV (%)	F1 (%)
ICA-ANFIS	0,00124	0,09	2240	106	30	94,28	98,68	95,48	97,05
ICA-RLS	0,00163	0,07	2097	91	4	95,67	99,81	95,84	97,79
ICA-ANFIS-WT	0,00755	0,17	2079	97	134	90,00	93,94	95,54	94,74
ICA-RLS-WT	0,00695	0,14	2054	97	135	89,85	93,83	95,49	94,65

Tab. 40 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při porovnání křivek v úseku QT intervalu na signálu r05 statistickými parametry

Metoda	μ (-)	$1,96\sigma$ (-)	TP	FP	FN	ACC (%)	Se (%)	PPV (%)	F1 (%)
ICA-ANFIS	-0,00085	0,10	1567	70	68	91,91	95,84	95,72	95,78
ICA-RLS	0,00179	0,08	2097	91	67	92,99	96,90	95,84	96,37
ICA-ANFIS-WT	0,00378	0,17	2455	91	145	91,23	94,42	96,43	95,41
ICA-RLS-WT	0,00749	0,16	2209	96	140	90,35	94,04	95,84	94,93

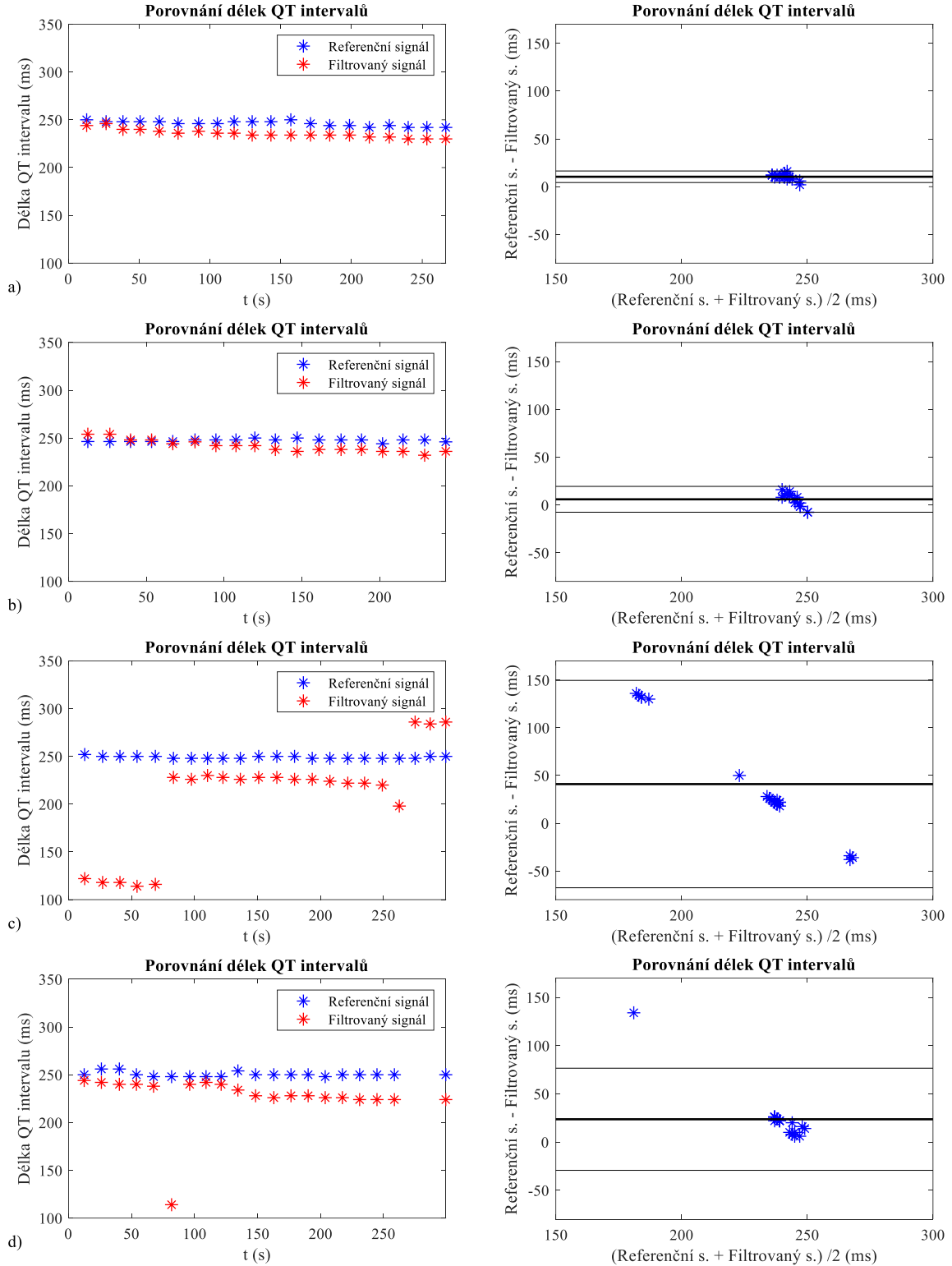
Tab. 41 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při porovnání křivek v úseku QT intervalu na signálu r08 statistickými parametry

Metoda	μ (-)	$1,96\sigma$ (-)	TP	FP	FN	ACC (%)	Se (%)	PPV (%)	F1 (%)
ICA-ANFIS	0,00254	0,15	2398	141	81	91,53	96,73	94,45	95,58
ICA-RLS	-0,00284	0,16	2130	149	57	91,18	97,39	93,46	95,39
ICA-ANFIS-WT	-0,00491	0,23	2863	127	74	93,44	97,48	95,75	96,61
ICA-RLS-WT	0,00279	0,24	3404	159	90	93,18	97,42	95,54	96,47

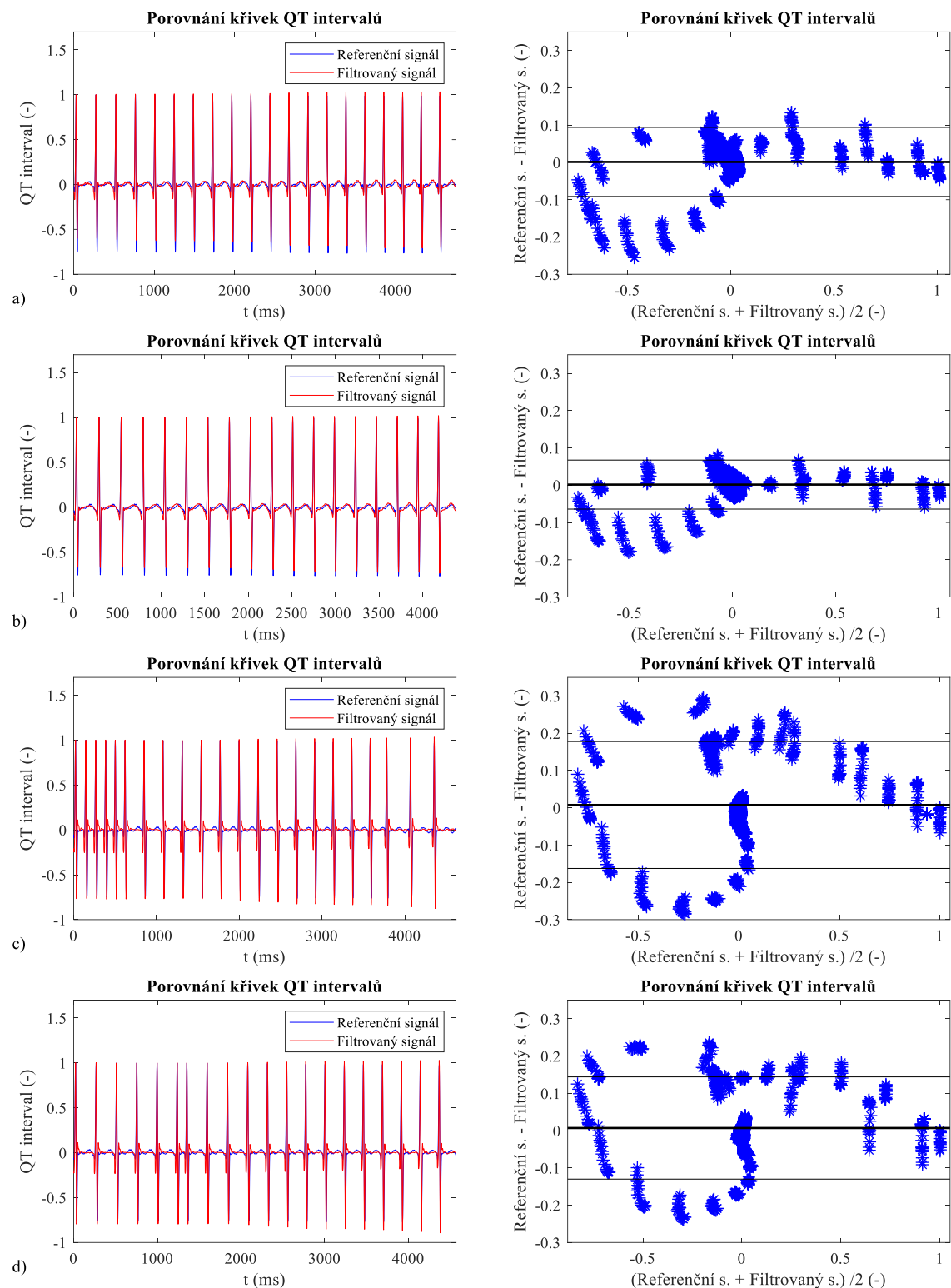
Tab. 42 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při porovnání křivek v úseku QT intervalu na signálu r09 statistickými parametry

Metoda	μ (-)	$1,96\sigma$ (-)	TP	FP	FN	ACC (%)	Se (%)	PPV (%)	F1 (%)
ICA-ANFIS	0,00092	0,09	2060	93	8	95,33	99,61	95,68	97,61
ICA-RLS	0,00086	0,09	1915	83	12	95,27	99,38	95,85	97,58
ICA-ANFIS-WT	0,00852	0,20	1804	96	114	89,57	94,06	94,95	94,50
ICA-RLS-WT	0,00824	0,20	1607	84	93	90,08	94,53	95,03	94,78

Signál r02

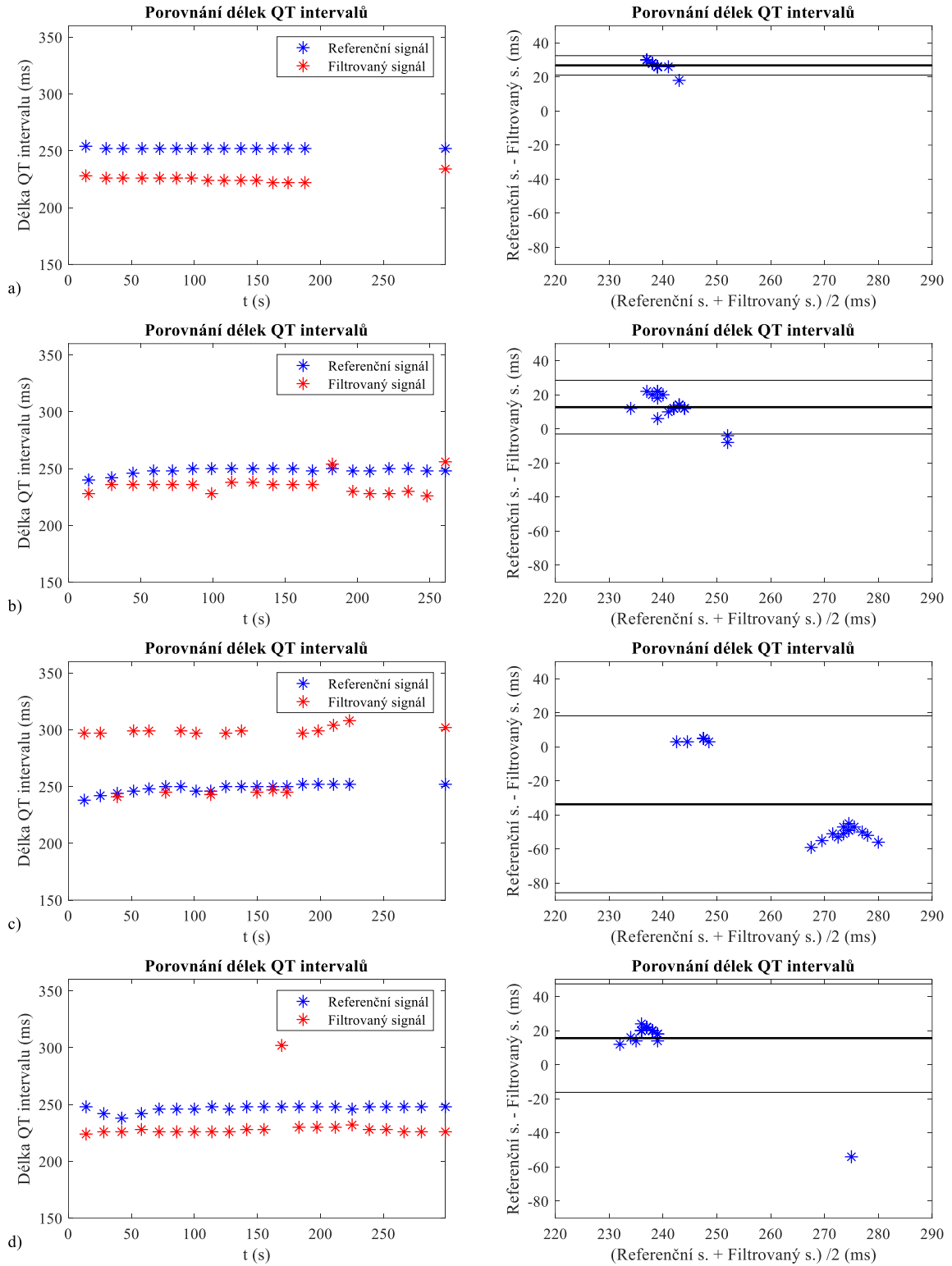


Obr. 40 – Porovnání délek QT intervalů u referenčního a filtrovaného signálu r02 pro jednotlivé metody: a) ICA ANFIS, b) ICA-RLS, c) ICA-ANFIS-WT, d) ICA-RLS-WT

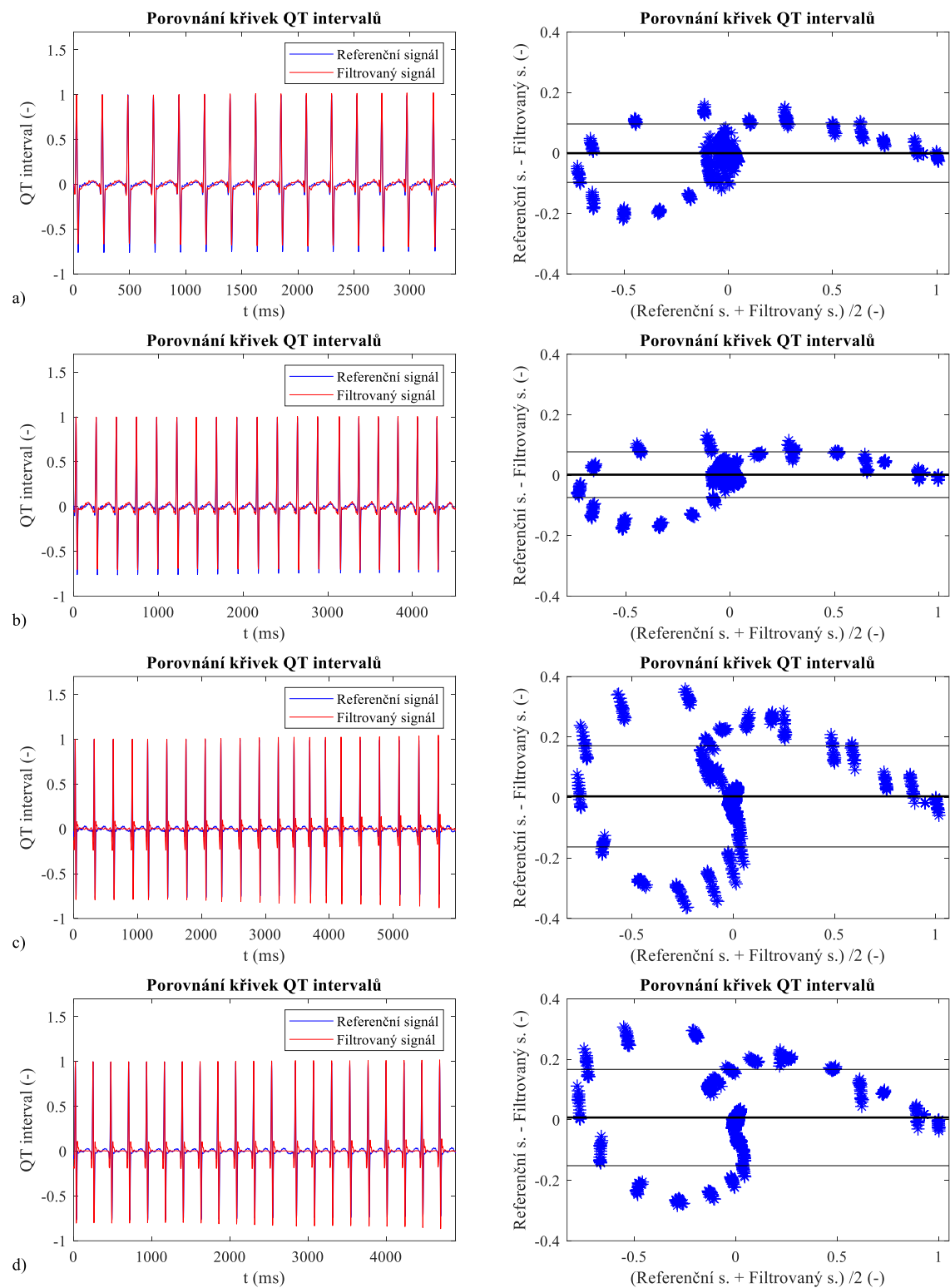


Obr. 41 – Porovnání křivek QT intervalů u referenčního a filtrovaného signálu r02 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS, c) ICA-ANFIS-WT, d) ICA-RLS-WT

Signál r05

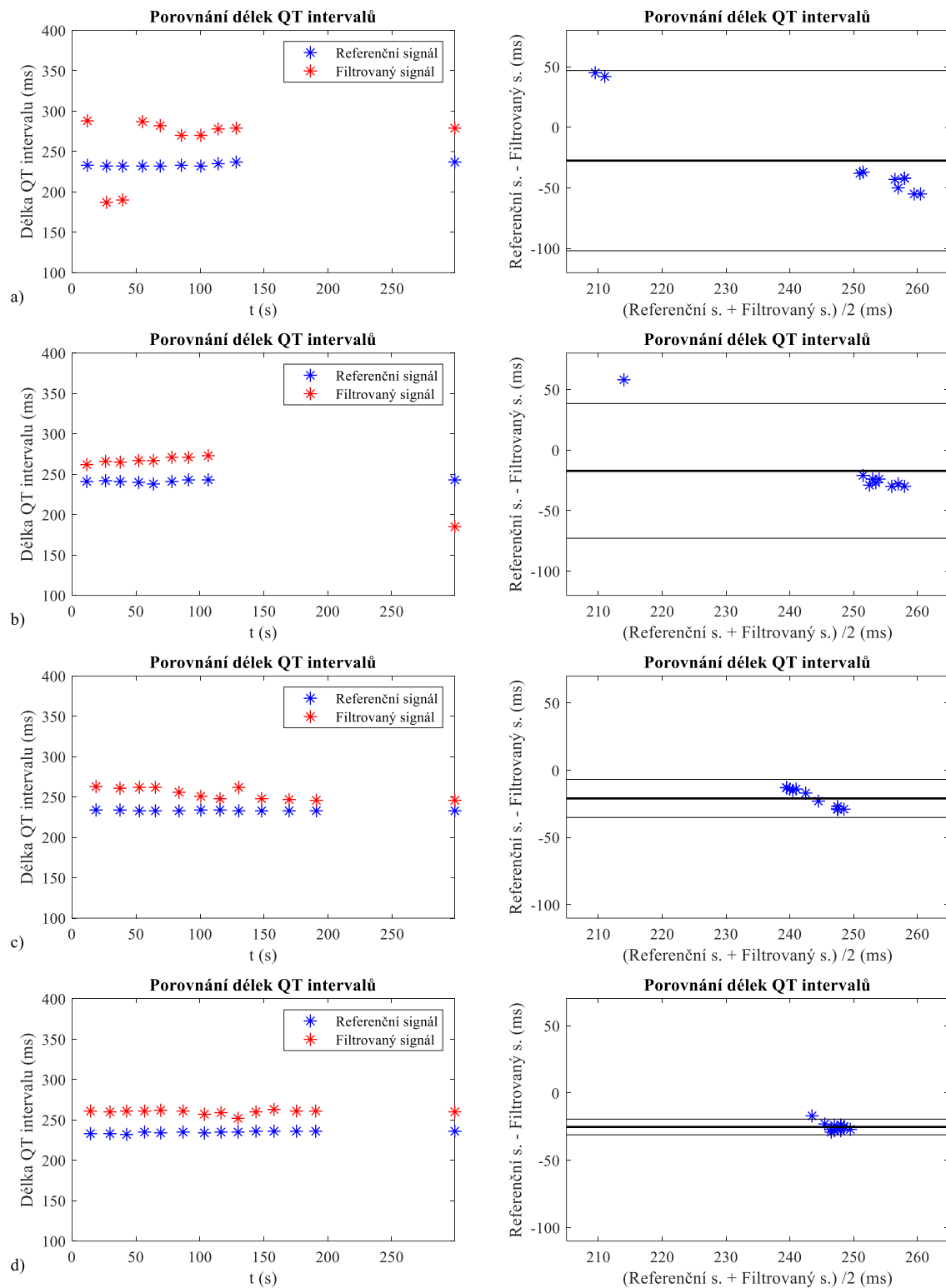


Obr. 42 – Porovnání délek QT intervalů u referenčního a filtrovaného signálu r05 pro jednotlivé metody: a) ICA ANFIS, b) ICA-RLS, c) ICA-ANFIS-WT, d) ICA-RLS-WT

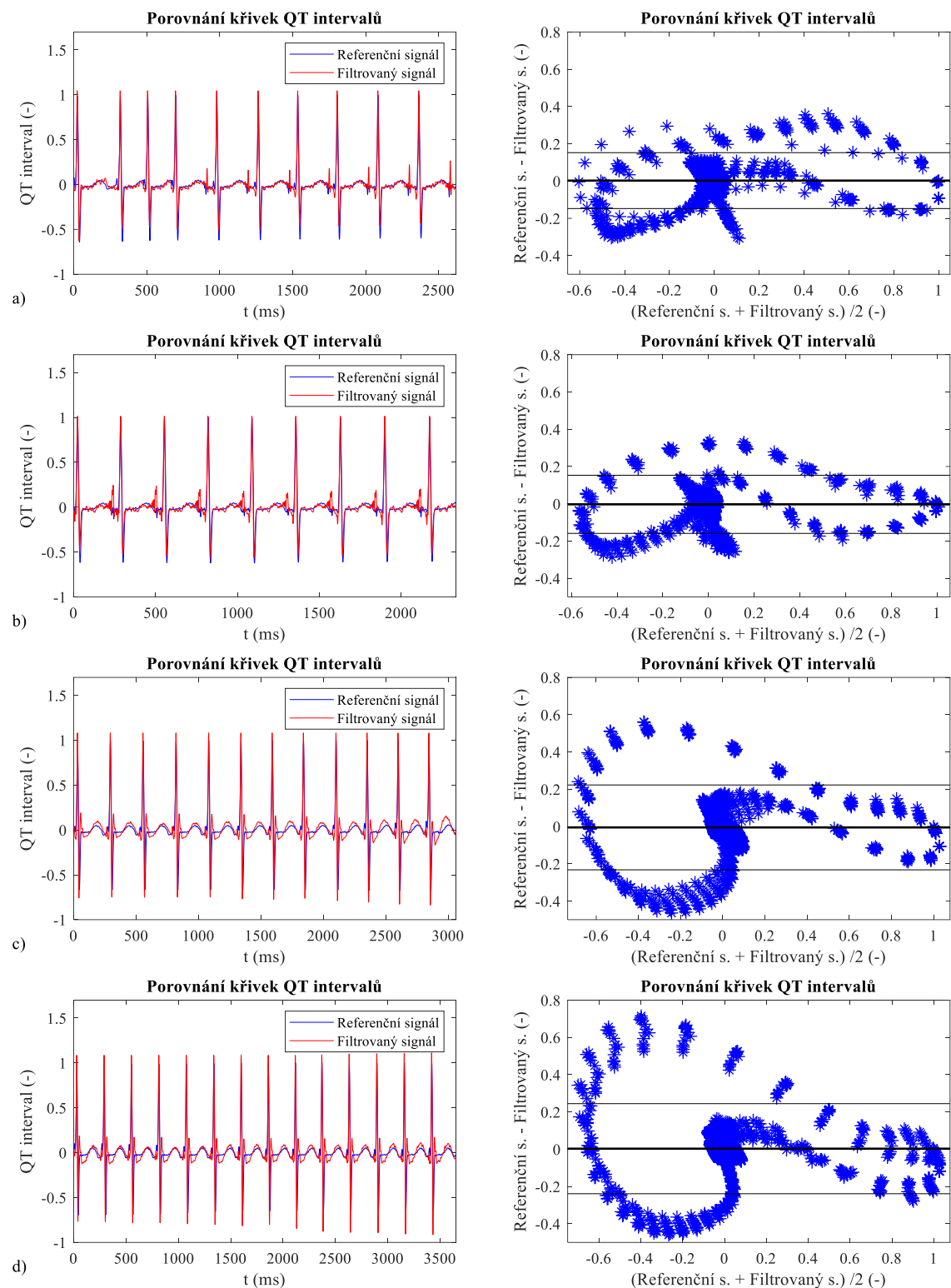


Obr. 43 – Porovnání křivek QT intervalů u referenčního a filtrovaného signálu $r05$ pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS, c) ICA-ANFIS-WT, d) ICA-RLS-WT

Signál r08

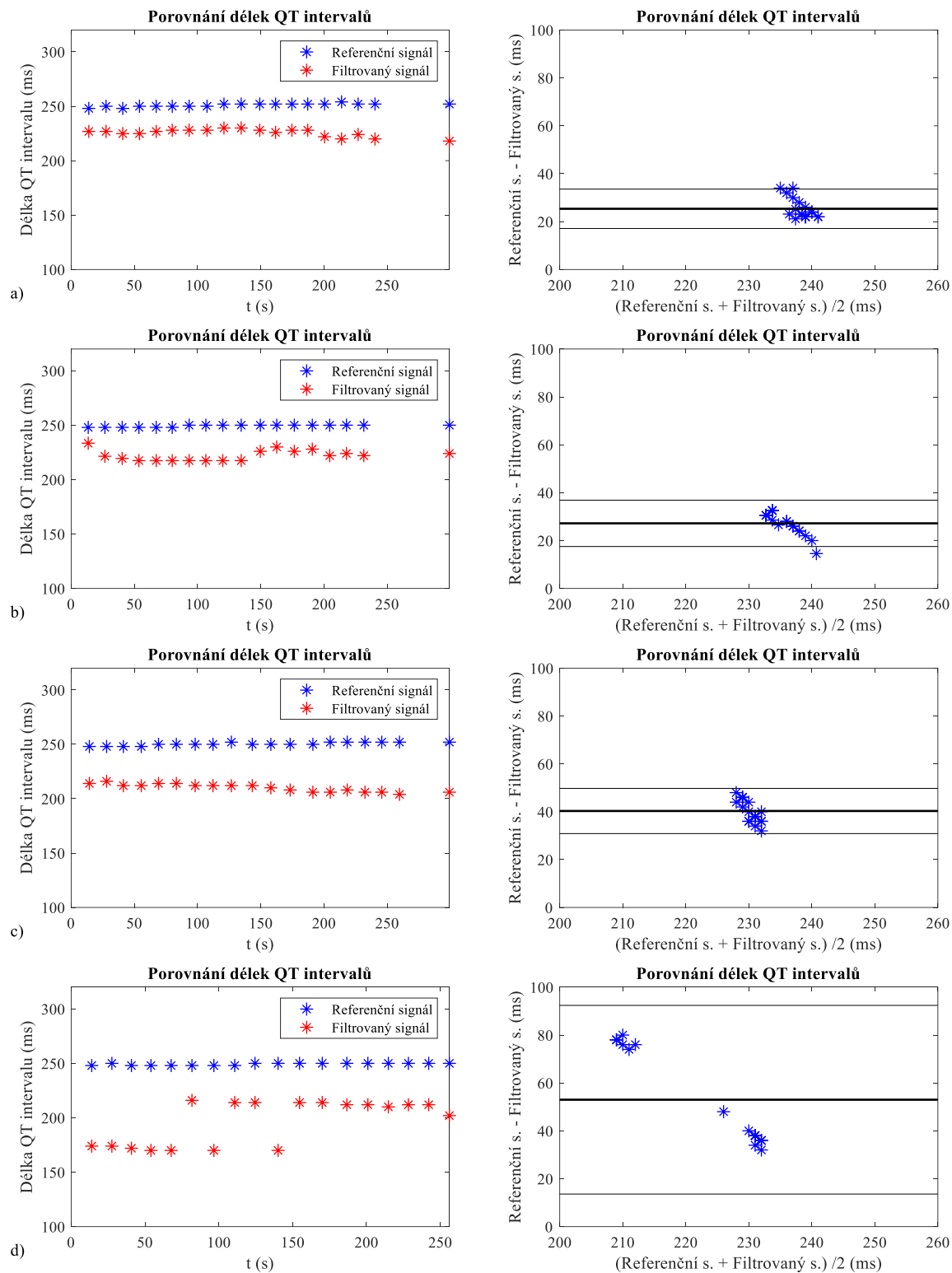


Obr. 44 – Porovnání délek QT intervalů u referenčního a filtrovaného signálu r08 pro jednotlivé metody: a) ICA ANFIS, b) ICA-RLS, c) ICA-ANFIS-WT, d) ICA-RLS-WT

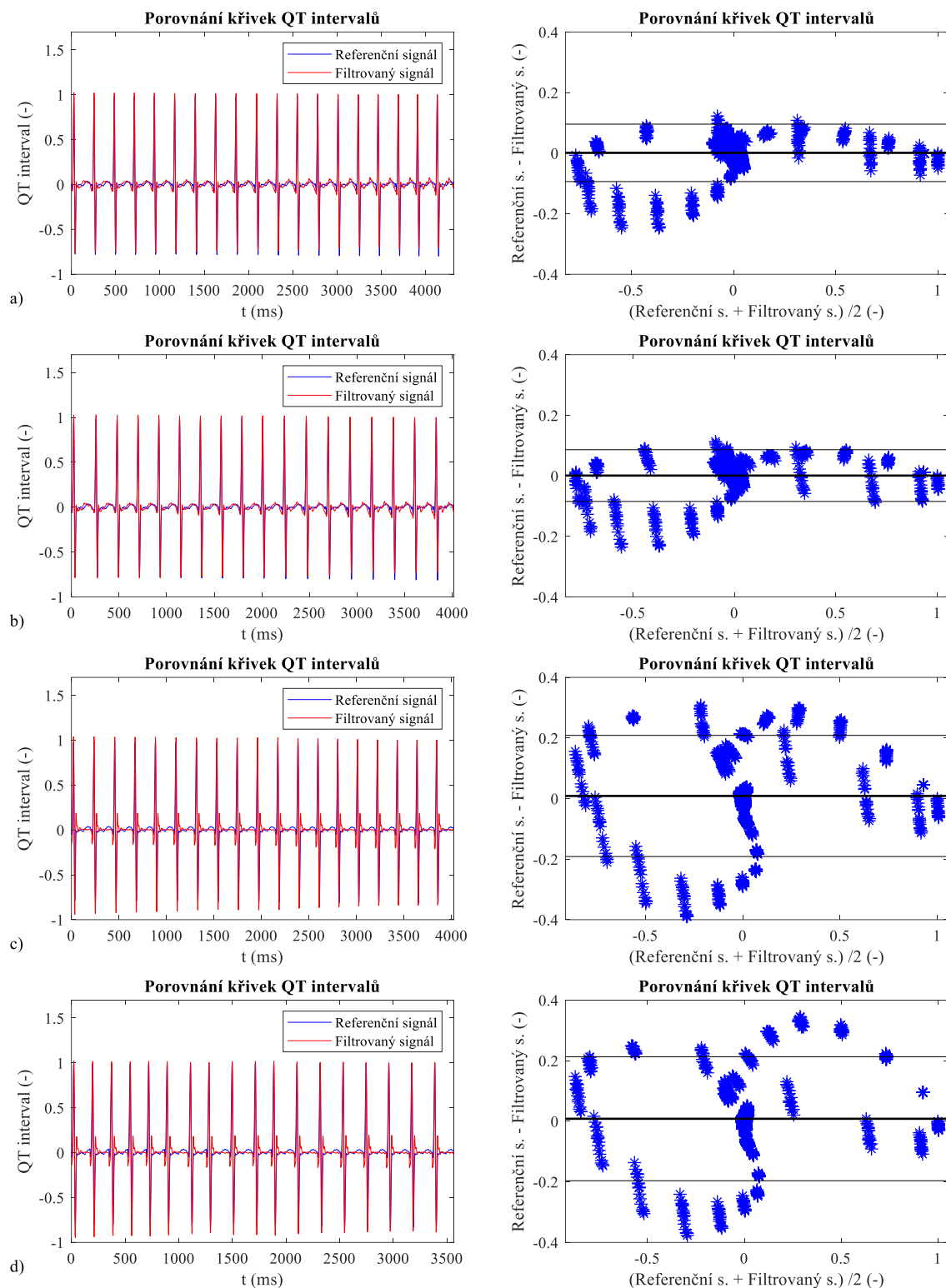


Obr. 45 – Porovnání křivek QT intervalů u referenčního a filtrovaného signálu r08 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS, c) ICA-ANFIS-WT, d) ICA-RLS-WT

Signál r09



Obr. 46 – Porovnání délek QT intervalů u referenčního a filtrovaného signálu r09 pro jednotlivé metody: a) ICA ANFIS, b) ICA-RLS, c) ICA-ANFIS-WT, d) ICA-RLS-WT



Obr. 47 – Porovnání křivek QT intervalů u referenčního a filtrovaného signálu r09 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS, c) ICA-ANFIS-WT, d) ICA-RLS-WT

Příloha D: Délka a trend PQ segmentu

Délka

Tab. 43 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při měření délky PQ segmentu na signálu r02 statistickými parametry

Metoda	μ (ms)	$1,96\sigma$ (ms)	TP	FP	FN	ACC (%)	Se (%)	PPV (%)	F1 (%)
ICA-ANFIS	-5,40	3,14	20	0	0	100,00	100,00	100,00	100,00
ICA-RLS	-1,65	5,64	18	0	0	100,00	100,00	100,00	100,00

Tab. 44 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při měření délky PQ segmentu na signálu r05 statistickými parametry

Metoda	μ (ms)	$1,96\sigma$ (ms)	TP	FP	FN	ACC (%)	Se (%)	PPV (%)	F1 (%)
ICA-ANFIS	-3,60	5,58	14	0	1	93,33	93,33	100,00	96,55
ICA-RLS	3,05	7,32	18	1	0	94,74	100,00	94,74	97,30

Tab. 45 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při měření délky PQ segmentu na signálu r08 statistickými parametry

Metoda	μ (ms)	$1,96\sigma$ (ms)	TP	FP	FN	ACC (%)	Se (%)	PPV (%)	F1 (%)
ICA-ANFIS	-6,50	87,61	10	0	0	100,00	100,00	100,00	100,00
ICA-RLS	2,00	13,72	8	0	1	88,89	88,89	100,00	94,12

Tab. 46 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při měření délky PQ segmentu na signálu r09 statistickými parametry

Metoda	μ (ms)	$1,96\sigma$ (ms)	TP	FP	FN	ACC (%)	Se (%)	PPV (%)	F1 (%)
ICA-ANFIS	-0,09	4,41	19	0	0	100,00	100,00	100,00	100,00
ICA-RLS	-3,98	11,06	18	0	0	100,00	100,00	100,00	100,00

Trend

Tab. 47 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při porovnání křivek v úseku PQ segmentu na signálu r02 statistickými parametry

Metoda	μ (-)	$1,96\sigma$ (-)	TP	FP	FN	ACC (%)	Se (%)	PPV (%)	F1 (%)
ICA-ANFIS	0,012	0,43	1432	0	93	93,90	93,90	100,00	96,85
ICA-RLS	-0,020	0,34	1284	26	24	96,25	98,17	98,02	98,09

Tab. 48 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při porovnání křivek v úseku PQ segmentu na signálu r05 statistickými parametry

Metoda	μ (-)	$1,96\sigma$ (-)	TP	FP	FN	ACC (%)	Se (%)	PPV (%)	F1 (%)
ICA-ANFIS	0,005	0,46	1092	9	70	93,25	93,98	99,18	96,51
ICA-RLS	-0,005	0,44	1329	16	57	94,79	95,89	98,81	97,33

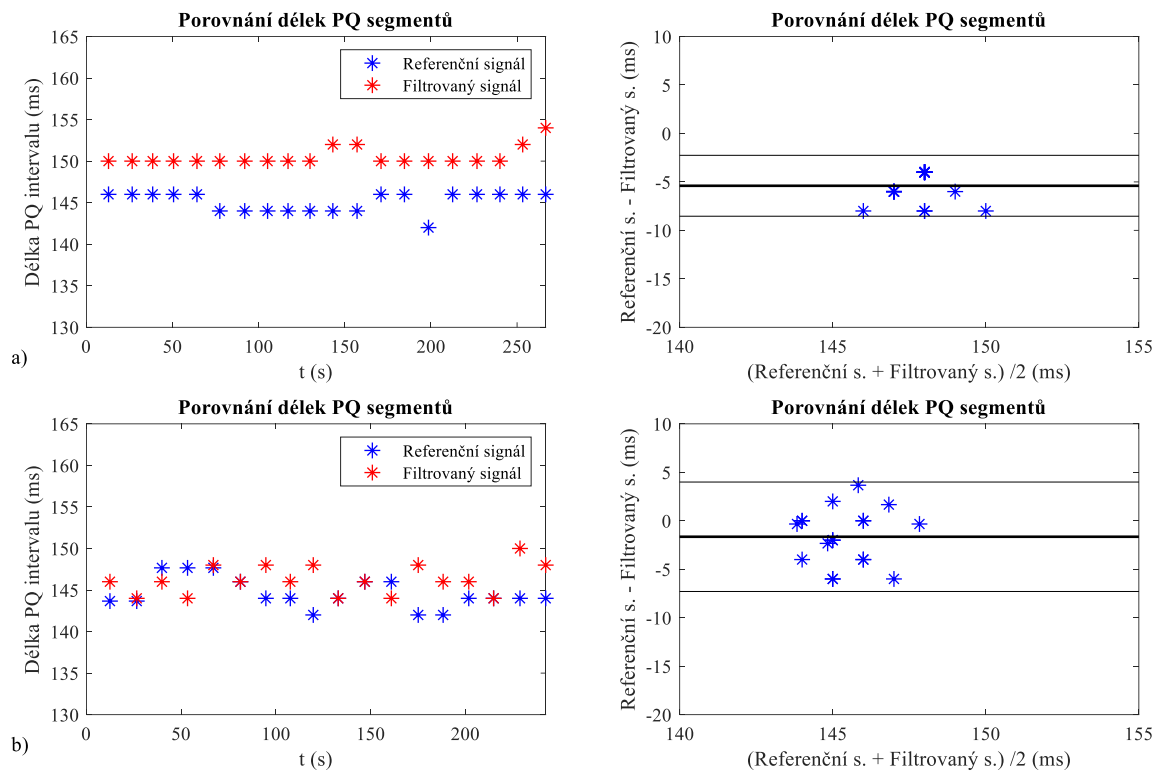
Tab. 49 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při porovnání křivek v úseku PQ segmentu na signálu r08 statistickými parametry

Metoda	μ (-)	$1,96\sigma$ (-)	TP	FP	FN	ACC (%)	Se (%)	PPV (%)	F1 (%)
ICA-ANFIS	0,107	0,97	1425	36	46	94,56	96,87	97,54	97,20
ICA-RLS	-0,047	0,80	1264	32	27	95,54	97,91	97,53	97,72

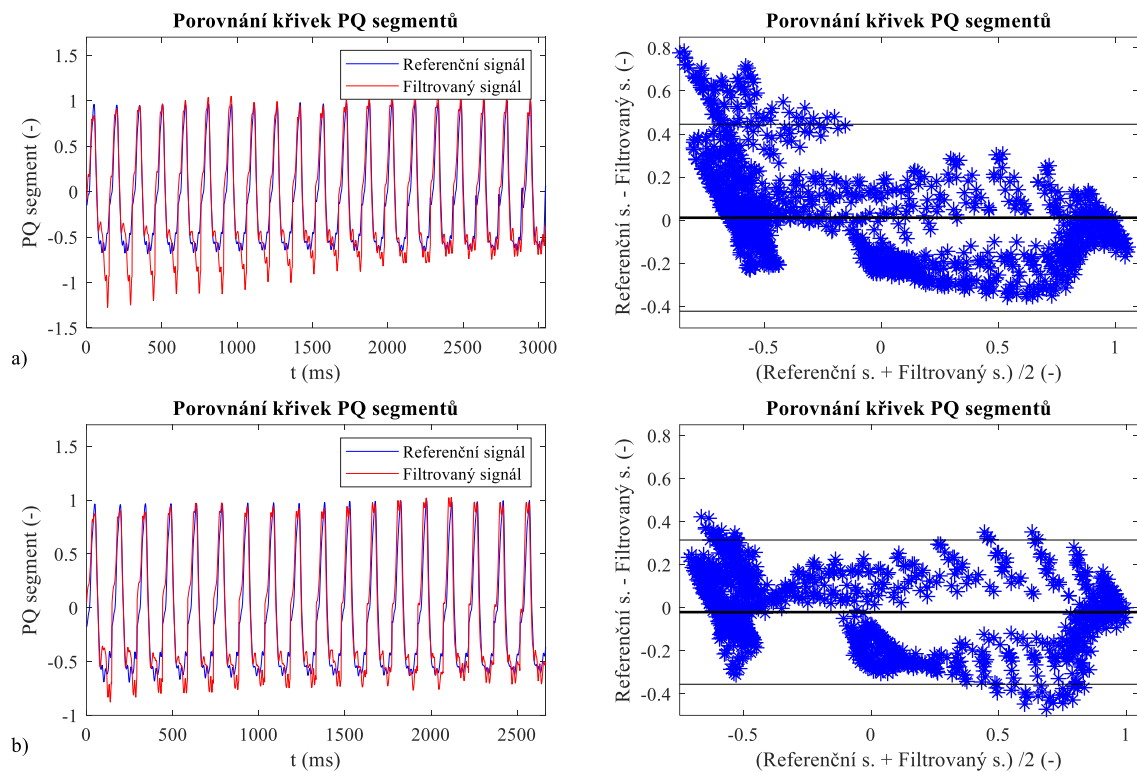
Tab. 50 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při porovnání křivek v úseku PQ segmentu na signálu r09 statistickými parametry

Metoda	μ (-)	$1,96\sigma$ (-)	TP	FP	FN	ACC (%)	Se (%)	PPV (%)	F1 (%)
ICA-ANFIS	0,009	0,43	1397	0	84	94,33	94,33	100,00	97,08
ICA-RLS	0,011	0,34	1331	10	96	92,62	93,27	99,25	96,17

Signál r02

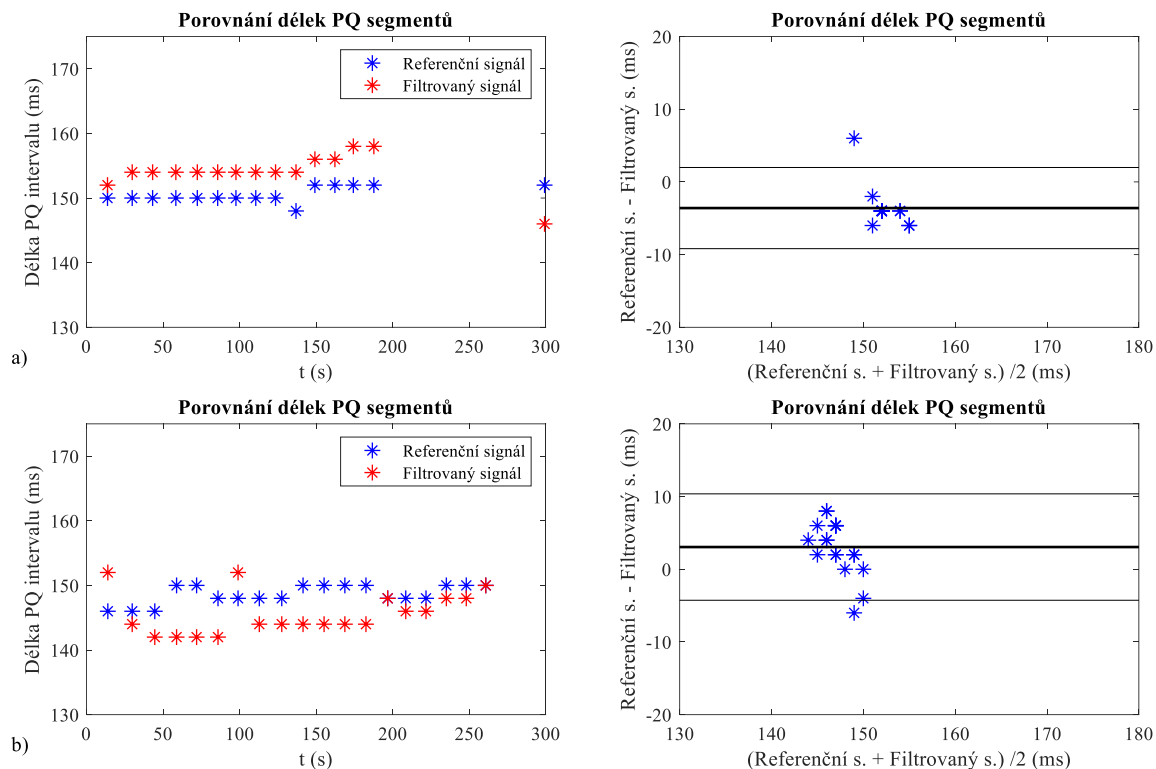


Obr. 48 – Porovnání délek PQ segmentů referenčního a filtrovaného signálu r02 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS

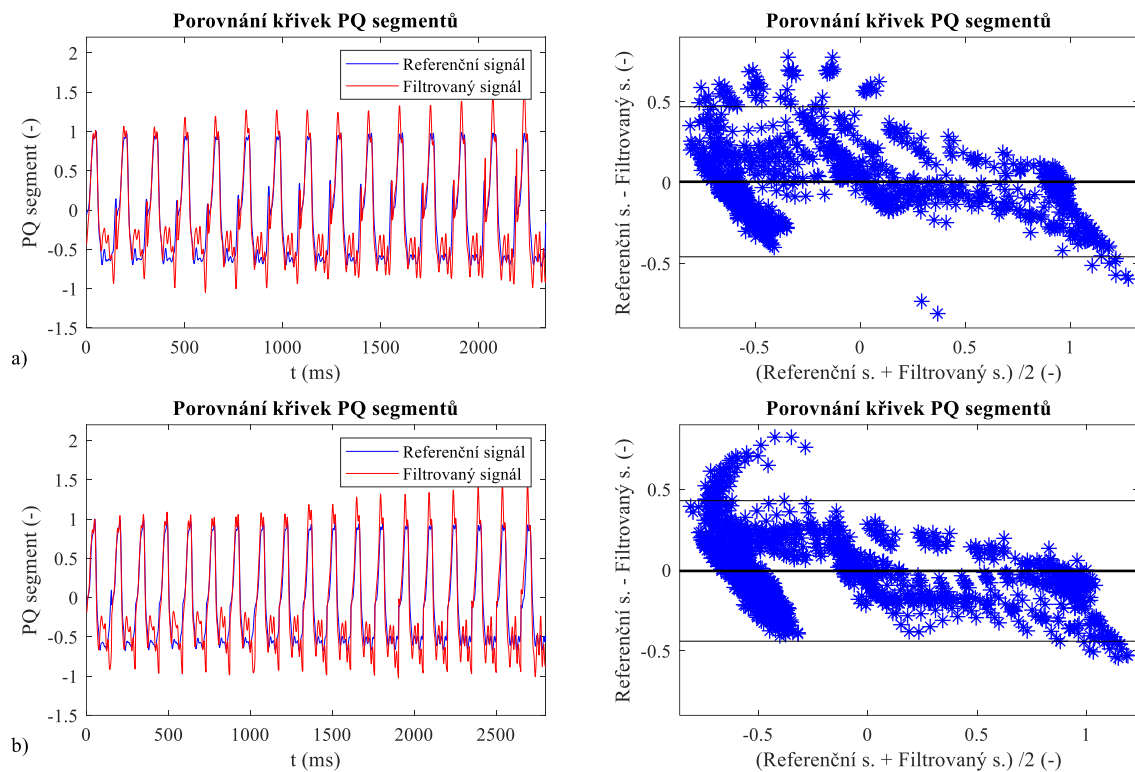


Obr. 49 – Porovnání křivek PQ segmentů referenčního a filtrovaného signálu r02 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS

Signál r05

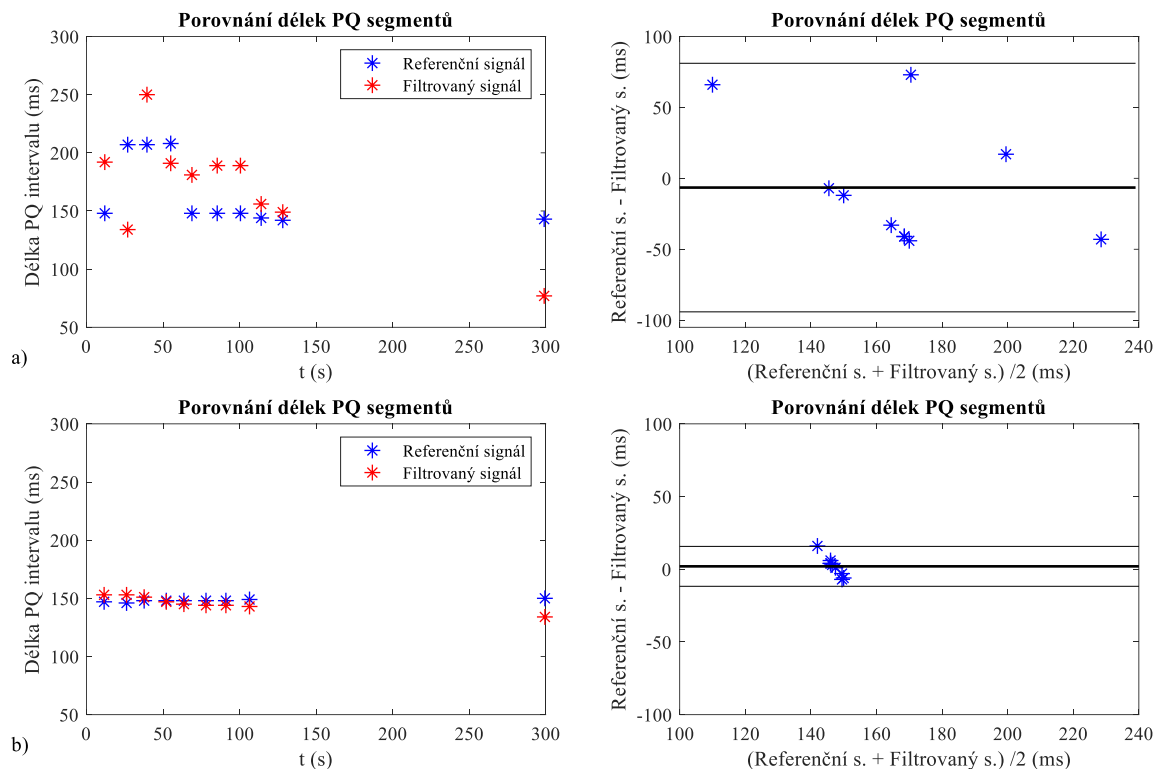


Obr. 50 – Porovnání délek PQ segmentů referenčního a filtrovaného signálu r05 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS

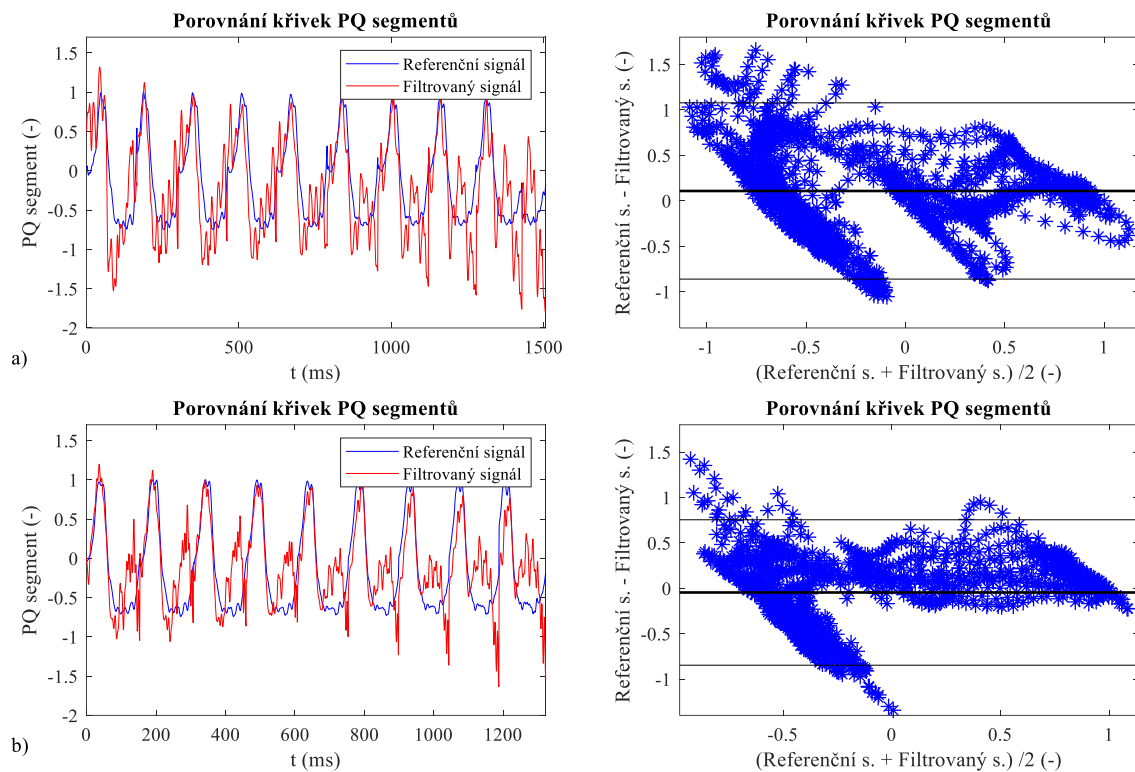


Obr. 51 – Porovnání křivek PQ segmentů referenčního a filtrovaného signálu r05 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS

Signál r08

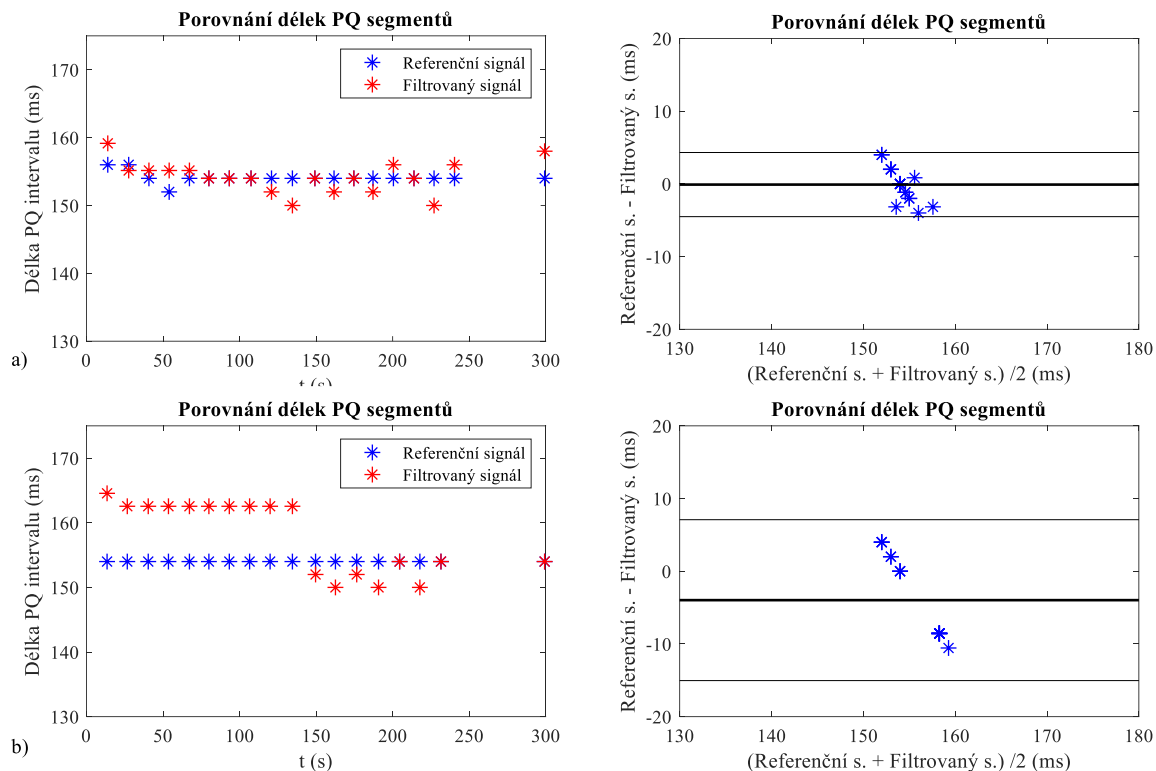


Obr. 52 – Porovnání délek PQ segmentů referenčního a filtrovaného signálu r08 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS

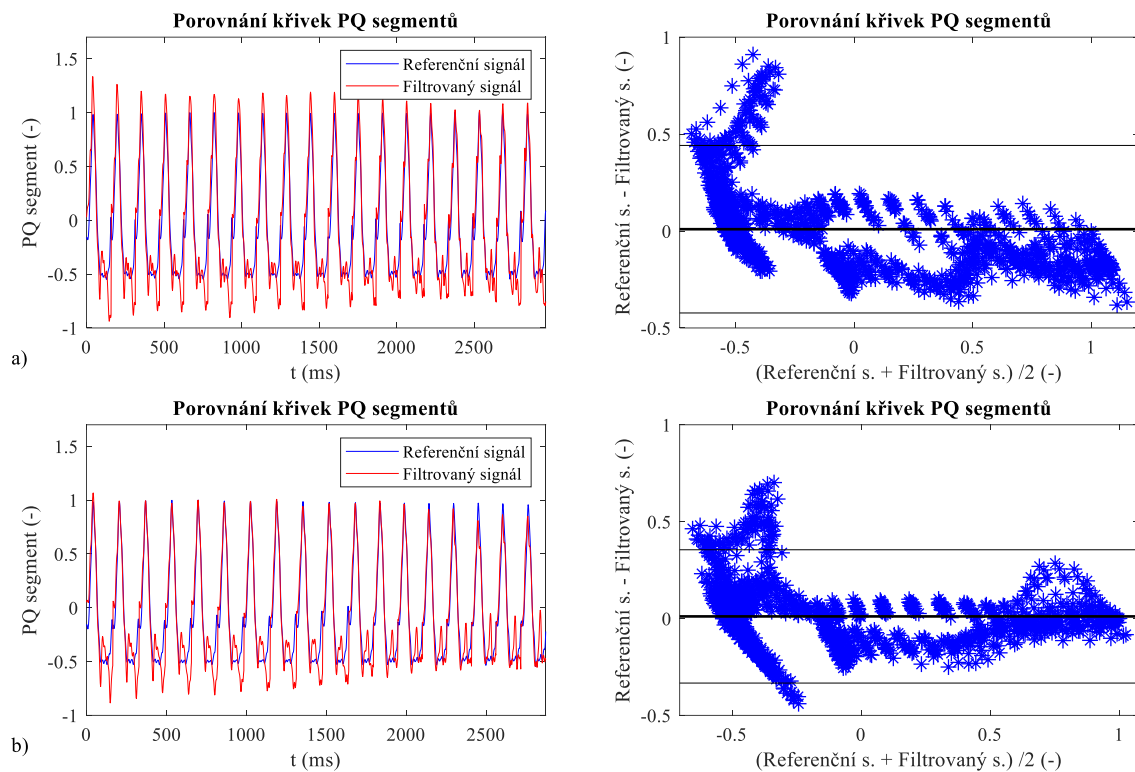


Obr. 53 – Porovnání křivek PQ segmentů referenčního a filtrovaného signálu r08 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS

Signál r09



Obr. 54 – Porovnání délek PQ segmentů referenčního a filtrovaného signálu r09 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS



Obr. 55 – Porovnání křivek PQ segmentů referenčního a filtrovaného signálu r09 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS

Příloha E: Délka a trend ST segmentu

Délka

Tab. 51 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při měření délky ST segmentu na signálu r02 statistickými parametry

Metoda	μ (ms)	$1,96\sigma$ (ms)	TP	FP	FN	ACC (%)	Se (%)	PPV (%)	F1 (%)
ICA-ANFIS	20,90	12,30	18	0	2	90,00	90,00	100,00	94,74
ICA-RLS	31,56	5,13	17	0	1	94,44	94,44	100,00	97,14

Tab. 52 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při měření délky ST segmentu na signálu r05 statistickými parametry

Metoda	μ (ms)	$1,96\sigma$ (ms)	TP	FP	FN	ACC (%)	Se (%)	PPV (%)	F1 (%)
ICA-ANFIS	-11,20	45,37	15	0	0	100,00	100,00	100,00	100,00
ICA-RLS	24,32	3,98	19	0	0	100,00	100,00	100,00	100,00

Tab. 53 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při měření délky ST segmentu na signálu r08 statistickými parametry

Metoda	μ (ms)	$1,96\sigma$ (ms)	TP	FP	FN	ACC (%)	Se (%)	PPV (%)	F1 (%)
ICA-ANFIS	7,20	22,67	10	0	0	100,00	100,00	100,00	100,00
ICA-RLS	2,44	6,13	9	0	0	100,00	100,00	100,00	100,00

Tab. 54 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při měření délky ST segmentu na signálu r09 statistickými parametry

Metoda	μ (ms)	$1,96\sigma$ (ms)	TP	FP	FN	ACC (%)	Se (%)	PPV (%)	F1 (%)
ICA-ANFIS	4,42	51,07	19	0	0	100,00	100,00	100,00	100,00
ICA-RLS	22,44	13,01	18	0	0	100,00	100,00	100,00	100,00

Trend

Tab. 55 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při porovnání křivek v úseku ST segmentu na signálu r02 statistickými parametry

Metoda	μ (-)	$1,96\sigma$ (-)	TP	FP	FN	ACC (%)	Se (%)	PPV (%)	F1 (%)
ICA-ANFIS	0,0166	0,022	460	25	0	94,85	100,00	94,85	97,35
ICA-RLS	0,0238	0,018	320	18	2	94,12	99,38	94,67	96,97

Tab. 56 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při porovnání křivek v úseku ST segmentu na signálu r05 statistickými parametry

Metoda	μ (-)	$1,96\sigma$ (-)	TP	FP	FN	ACC (%)	Se (%)	PPV (%)	F1 (%)
ICA-ANFIS	0,0072	0,044	643	7	4	98,32	99,38	98,92	99,15
ICA-RLS	0,0154	0,025	490	12	0	97,61	100,00	97,61	98,79

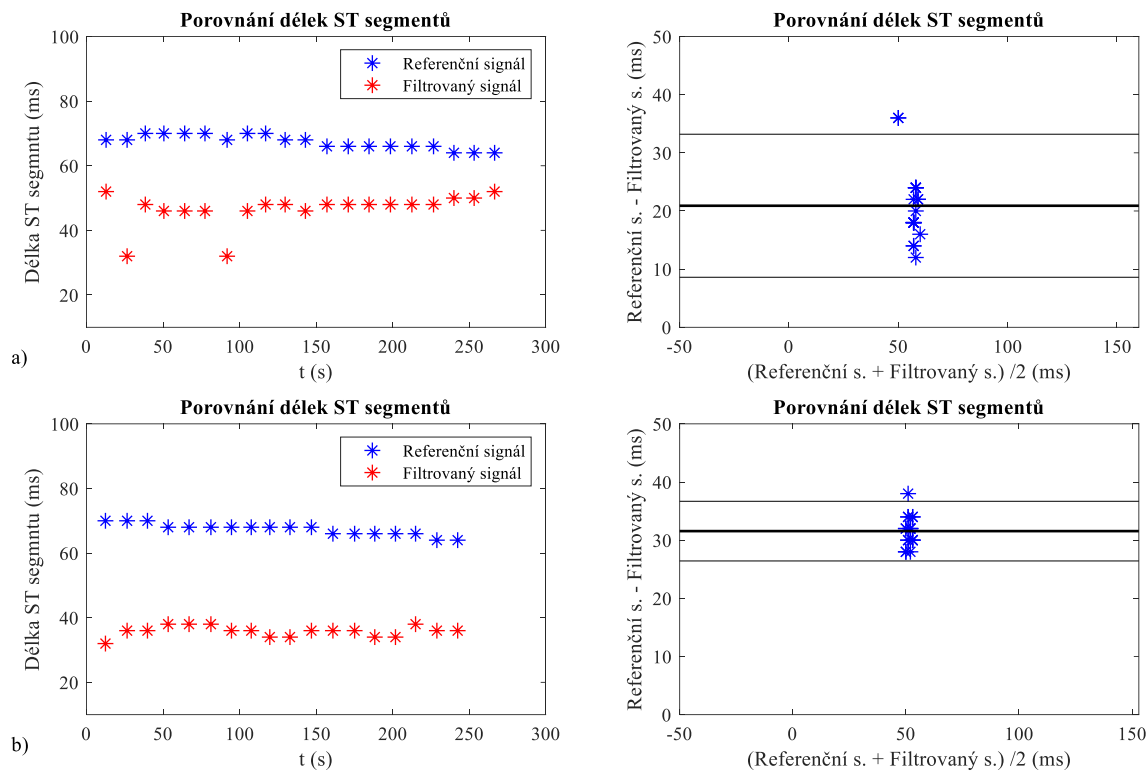
Tab. 57 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při porovnání křivek v úseku ST segmentu na signálu r08 statistickými parametry

Metoda	μ (-)	$1,96\sigma$ (-)	TP	FP	FN	ACC (%)	Se (%)	PPV (%)	F1 (%)
ICA-ANFIS	0,0046	0,028	656	23	2	96,33	99,70	96,61	98,13
ICA-RLS	0,0024	0,033	651	12	3	97,75	99,54	98,19	98,86

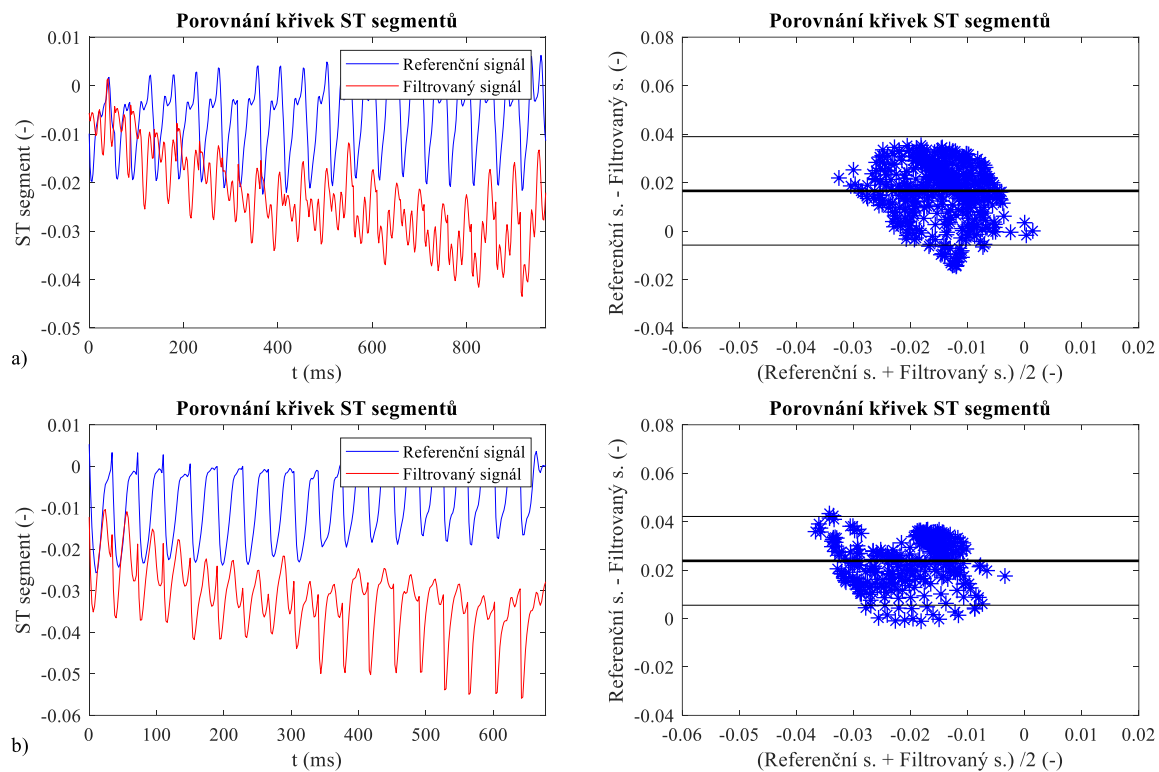
Tab. 58 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při porovnání křivek v úseku ST segmentu na signálu r09 statistickými parametry

Metoda	μ (-)	$1,96\sigma$ (-)	TP	FP	FN	ACC (%)	Se (%)	PPV (%)	F1 (%)
ICA-ANFIS	0,0068	0,048	603	11	8	96,95	98,69	98,21	98,45
ICA-RLS	0,0121	0,041	417	0	11	97,43	97,43	100,00	98,70

Signál r02

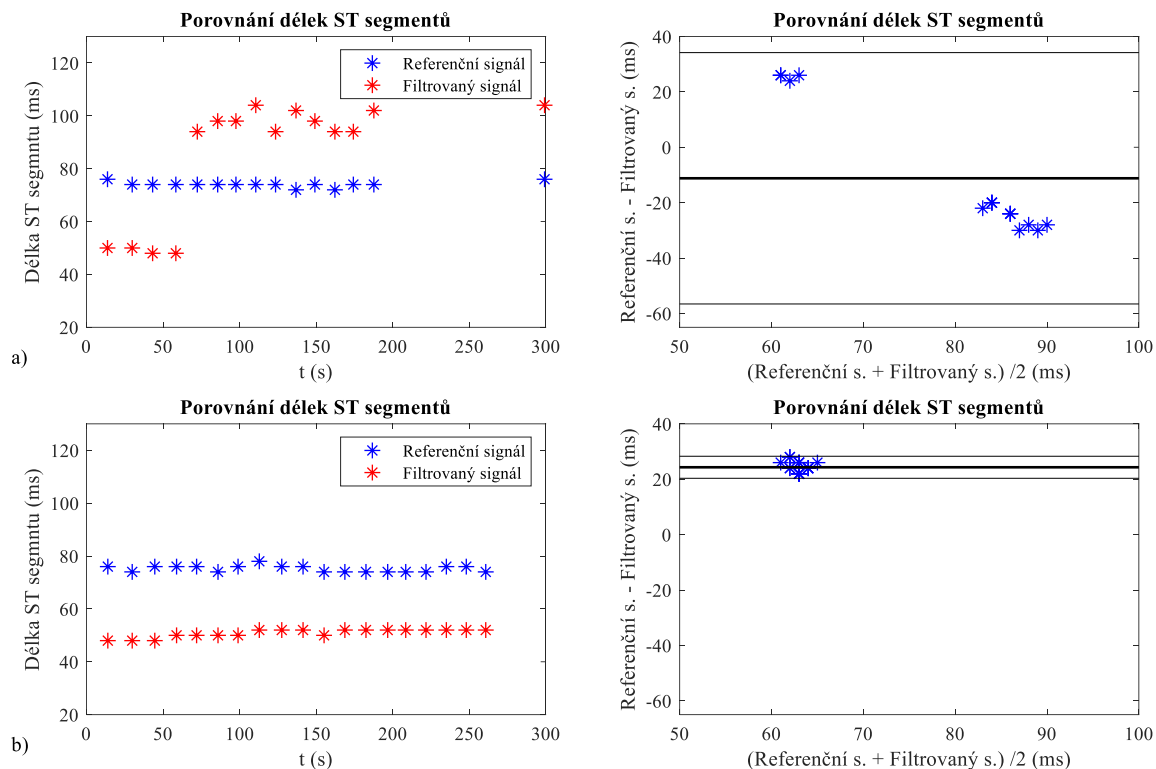


Obr. 56 - Porovnání délek ST segmentů referenčního a filtrovaného signálu r02 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS

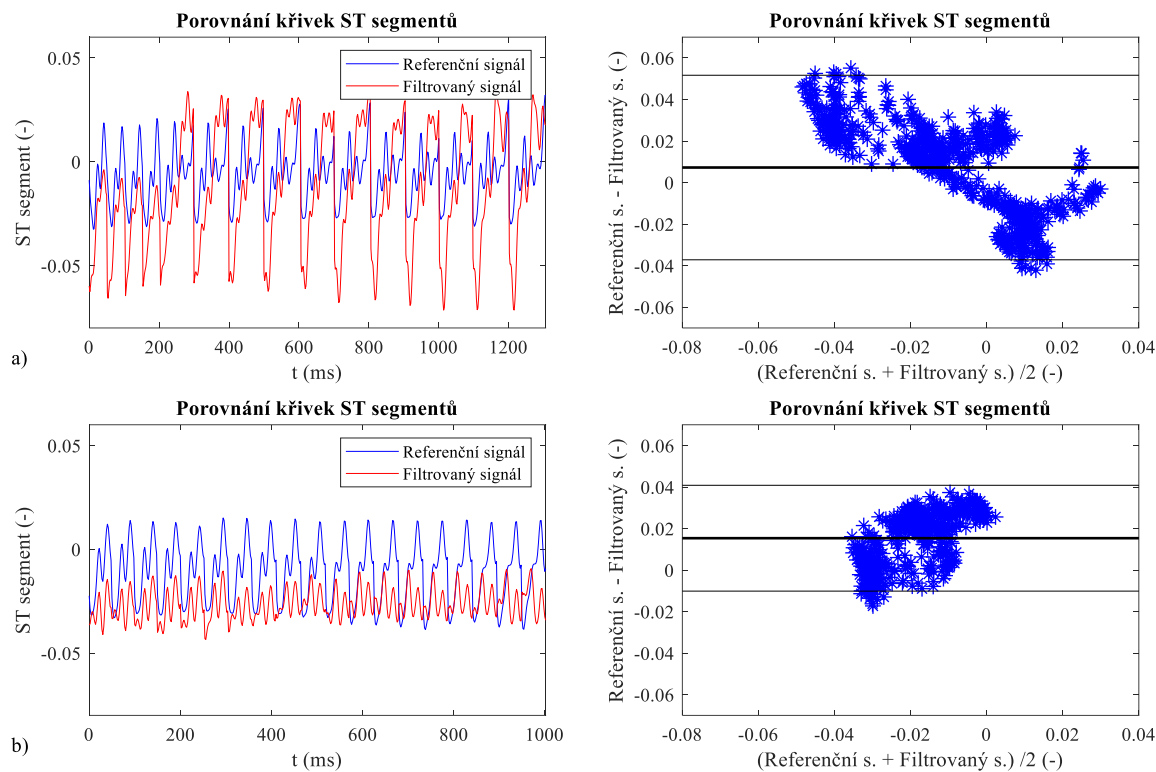


Obr. 57 - Porovnání křivek ST segmentů referenčního a filtrovaného signálu r02 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS

Signál r05

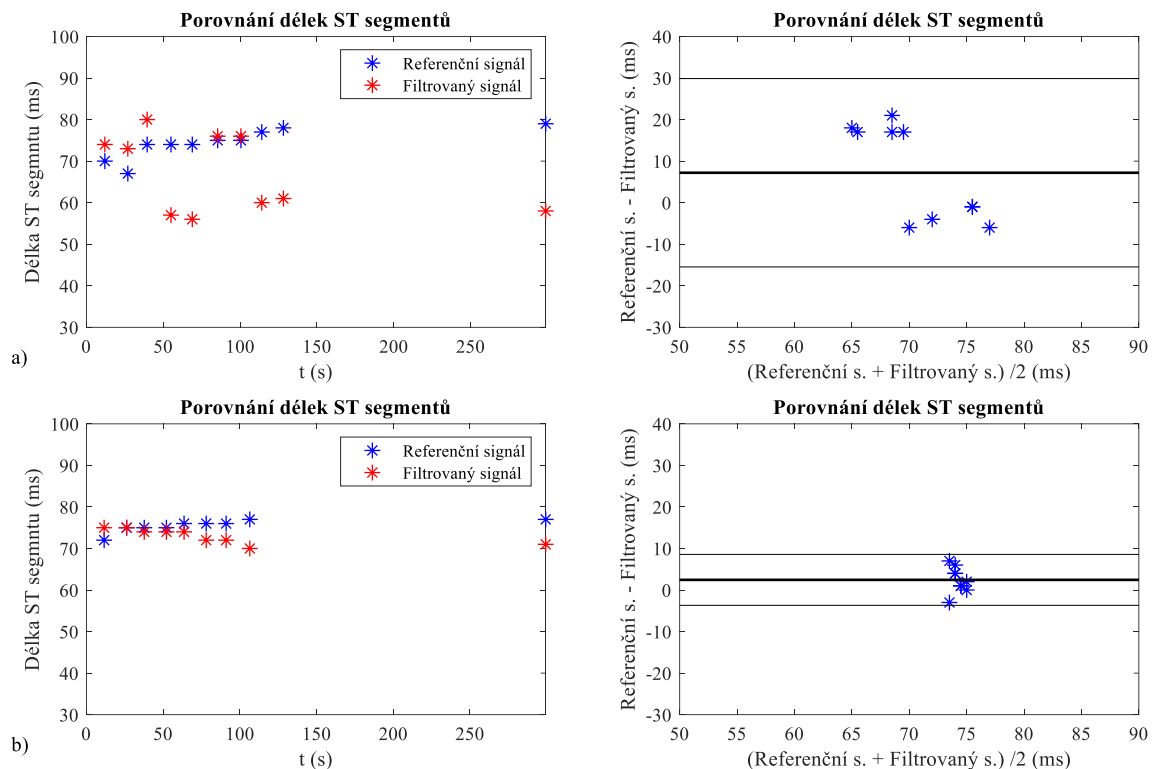


Obr. 58 – Porovnání délek ST segmentů referenčního a filtrovaného signálu r05 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS

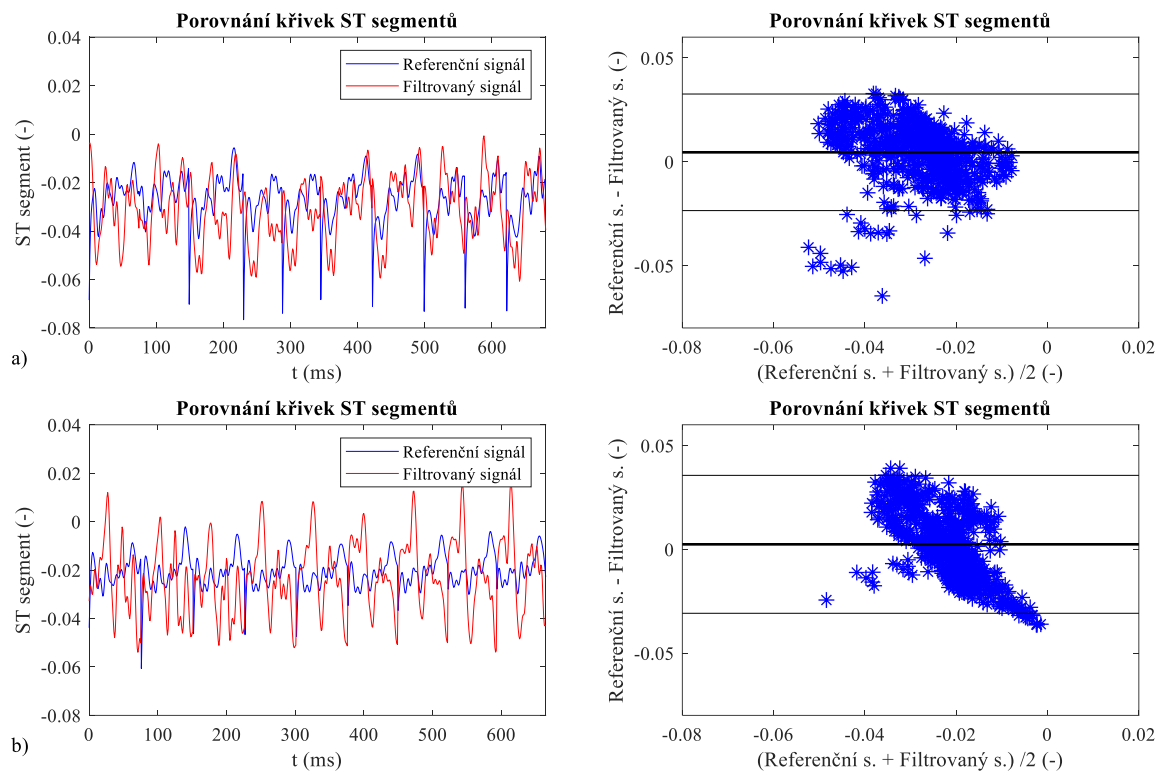


Obr. 59 – Porovnání křivek ST segmentů referenčního a filtrovaného signálu r05 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS

Signál r08

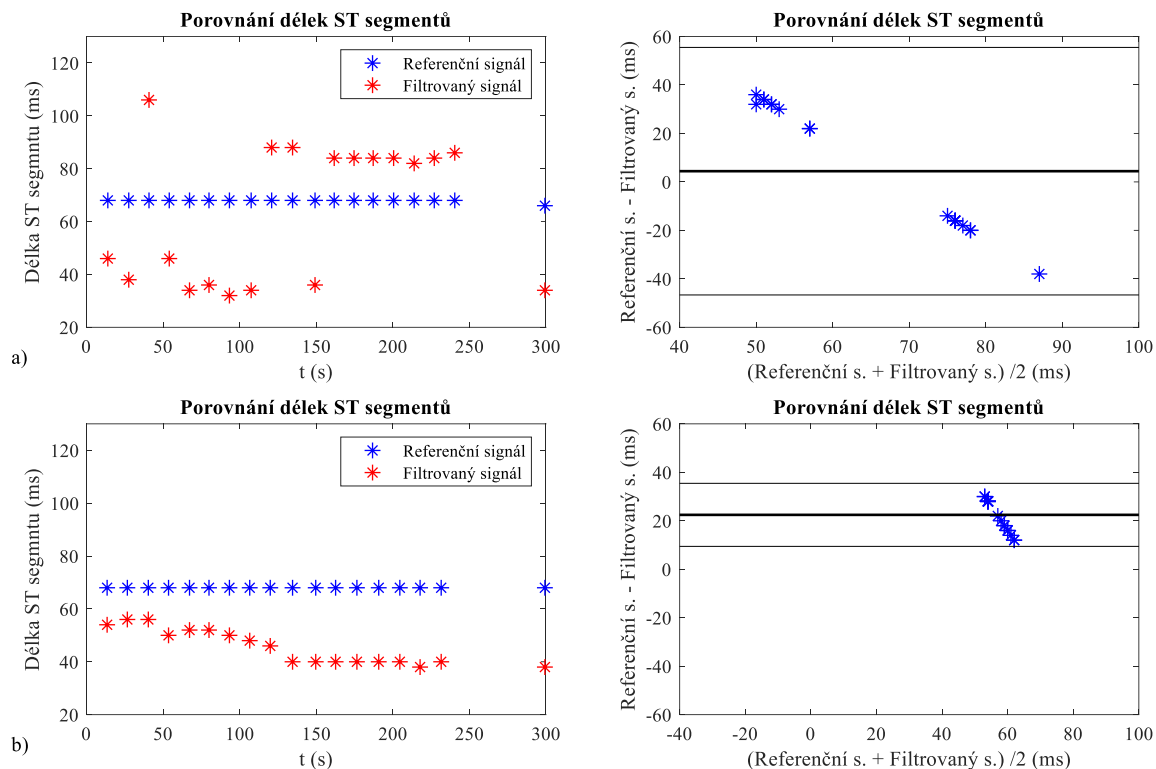


Obr. 60 – Porovnání délek ST segmentů referenčního a filtrovaného signálu r08 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS

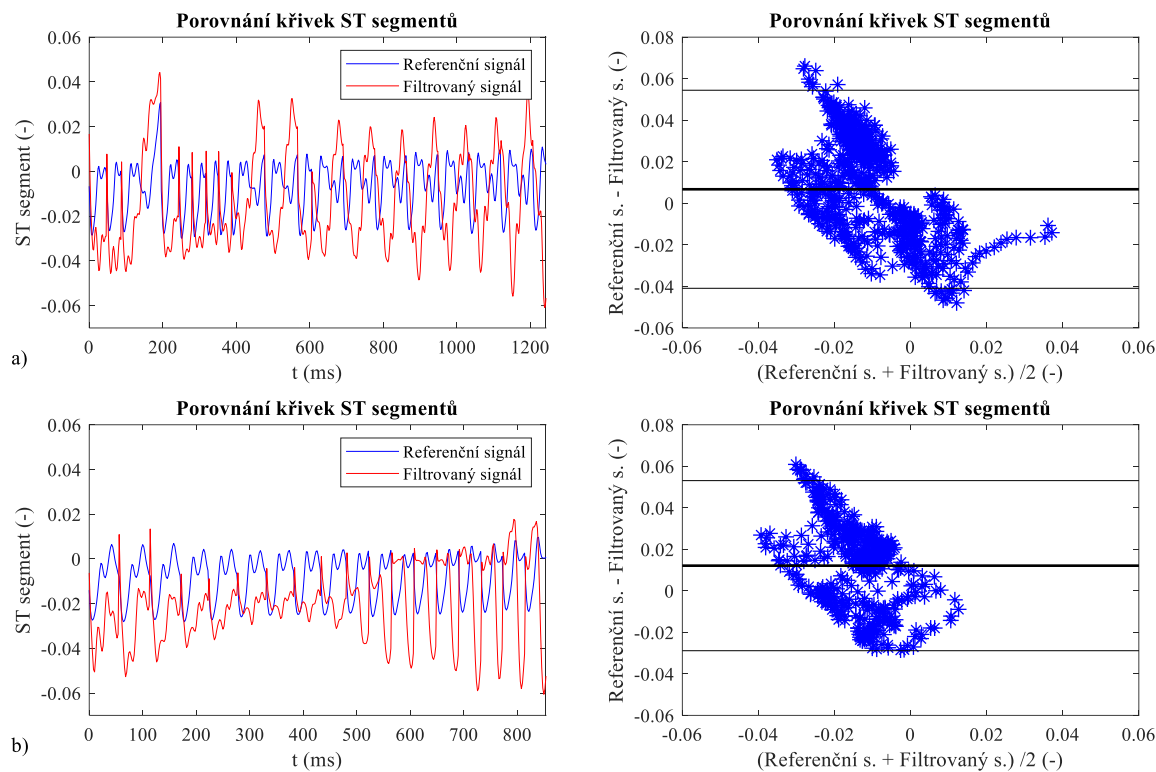


Obr. 61 – Porovnání křivek ST segmentů referenčního a filtrovaného signálu r08 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS

Signál r09



Obr. 62 – Porovnání délek ST segmentů referenčního a filtrovaného signálu r09 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS



Obr. 63 – Porovnání křivek ST segmentů referenčního a filtrovaného signálu r09 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS

Příloha F: Délka a trend QRS komplexu

Délka

Tab. 59 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při měření délky QRS komplexu pro signál r02 statistickými parametry

Metoda	μ (ms)	$1,96\sigma$ (ms)	TP	FP	FN	ACC (%)	Se (%)	PPV (%)	F1 (%)
ICA-ANFIS	2,20	1,21	18	0	2	90,00	90,00	100,00	94,74
ICA-RLS	-1,02	2,66	17	0	1	94,44	94,44	100,00	97,14

Tab. 60 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při měření délky QRS komplexu pro signál r05 statistickými parametry

Metoda	μ (ms)	$1,96\sigma$ (ms)	TP	FP	FN	ACC (%)	Se (%)	PPV (%)	F1 (%)
ICA-ANFIS	6,80	5,50	14	1	0	93,33	100,00	93,33	96,55
ICA-RLS	-3,05	5,75	18	0	1	94,74	94,74	100,00	97,30

Tab. 61 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při měření délky QRS komplexu pro signál r08 statistickými parametry

Metoda	μ (ms)	$1,96\sigma$ (ms)	TP	FP	FN	ACC (%)	Se (%)	PPV (%)	F1 (%)
ICA-ANFIS	1,20	9,55	10	0	0	100,00	100,00	100,00	100,00
ICA-RLS	0,78	2,55	9	0	0	100,00	100,00	100,00	100,00

Tab. 62 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při měření délky QRS komplexu pro signál r09 statistickými parametry

Metoda	μ (ms)	$1,96\sigma$ (ms)	TP	FP	FN	ACC (%)	Se (%)	PPV (%)	F1 (%)
ICA-ANFIS	2,20	5,25	18	1	0	94,74	100,00	94,74	97,30
ICA-RLS	3,64	12,12	18	0	0	100,00	100,00	100,00	100,00

Trend

Tab. 63 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při porovnání křivek v úseku QRS komplexu pro signál r02 statistickými parametry

Metoda	μ (-)	$1,96\sigma$ (-)	TP	FP	FN	ACC (%)	Se (%)	PPV (%)	F1 (%)
ICA-ANFIS	-0,004	0,17	592	46	0	92,79	100,00	92,79	96,26
ICA-RLS	-0,002	0,11	551	46	0	92,29	100,00	92,29	95,99

Tab. 64 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při porovnání křivek v úseku QRS komplexu pro signál r05 statistickými parametry

Metoda	μ (-)	$1,96\sigma$ (-)	TP	FP	FN	ACC (%)	Se (%)	PPV (%)	F1 (%)
ICA-ANFIS	-0,006	0,18	414	29	0	93,45	100,00	93,45	96,62
ICA-RLS	0,005	0,13	589	65	0	90,06	100,00	90,06	94,77

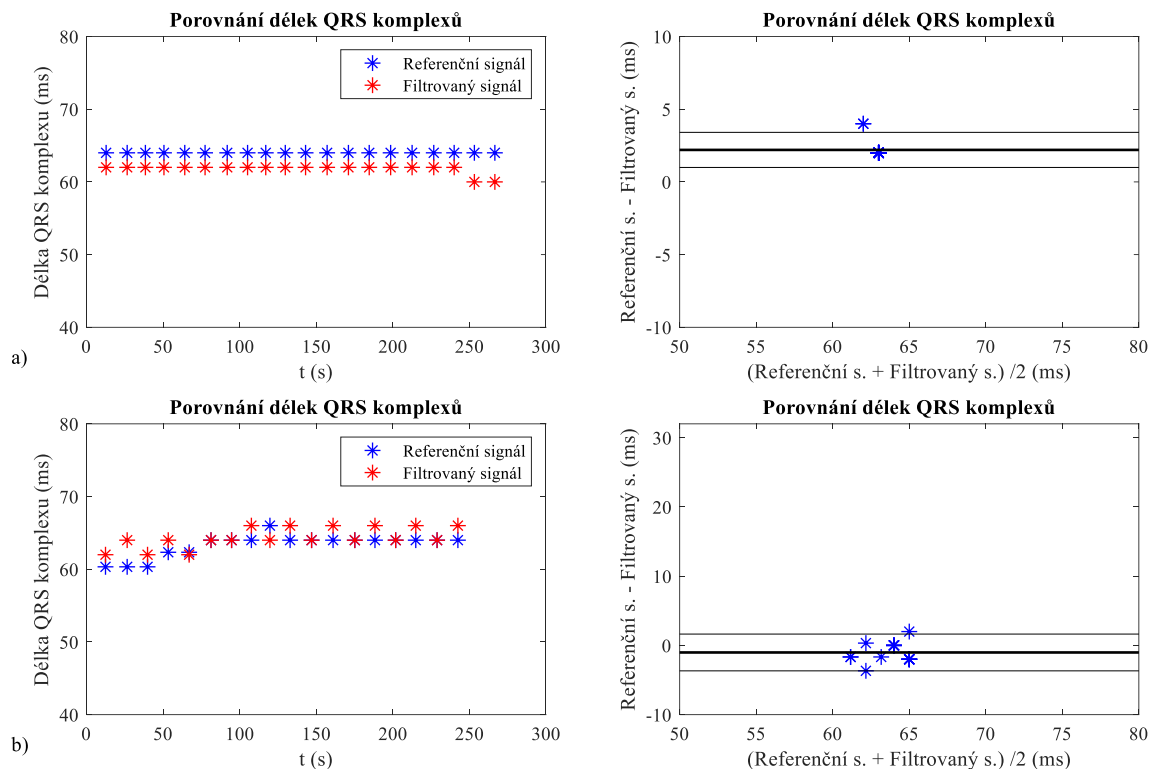
Tab. 65 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při porovnání křivek v úseku QRS komplexu pro signál r08 statistickými parametry

Metoda	μ (-)	$1,96\sigma$ (-)	TP	FP	FN	ACC (%)	Se (%)	PPV (%)	F1 (%)
ICA-ANFIS	0,010	0,30	525	4	7	97,95	98,68	99,24	98,96
ICA-RLS	0,010	0,28	460	4	24	94,26	95,04	99,14	97,05

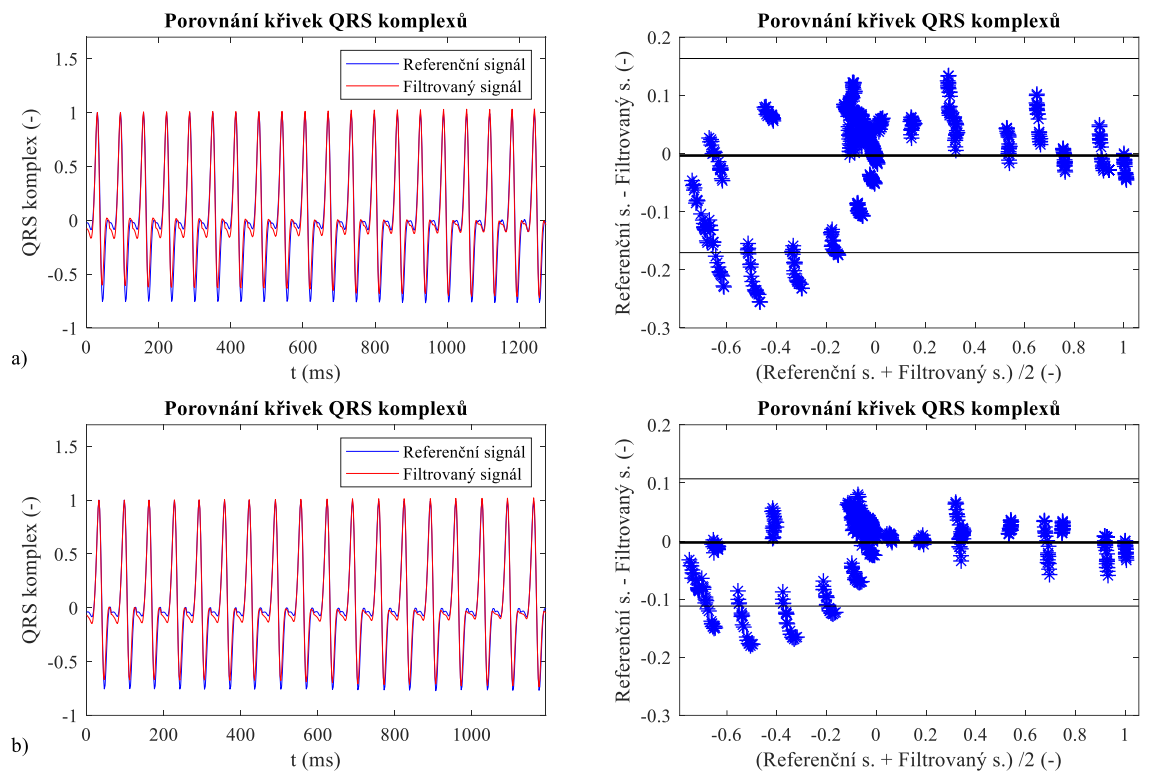
Tab. 66 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při porovnání křivek v úseku QRS komplexu pro signál r09 statistickými parametry

Metoda	μ (-)	$1,96\sigma$ (-)	TP	FP	FN	ACC (%)	Se (%)	PPV (%)	F1 (%)
ICA-ANFIS	-0,005	0,16	556	48	0	92,05	100,00	92,05	95,86
ICA-RLS	-0,004	0,15	520	34	0	93,86	100,00	93,86	96,83

Signál r02

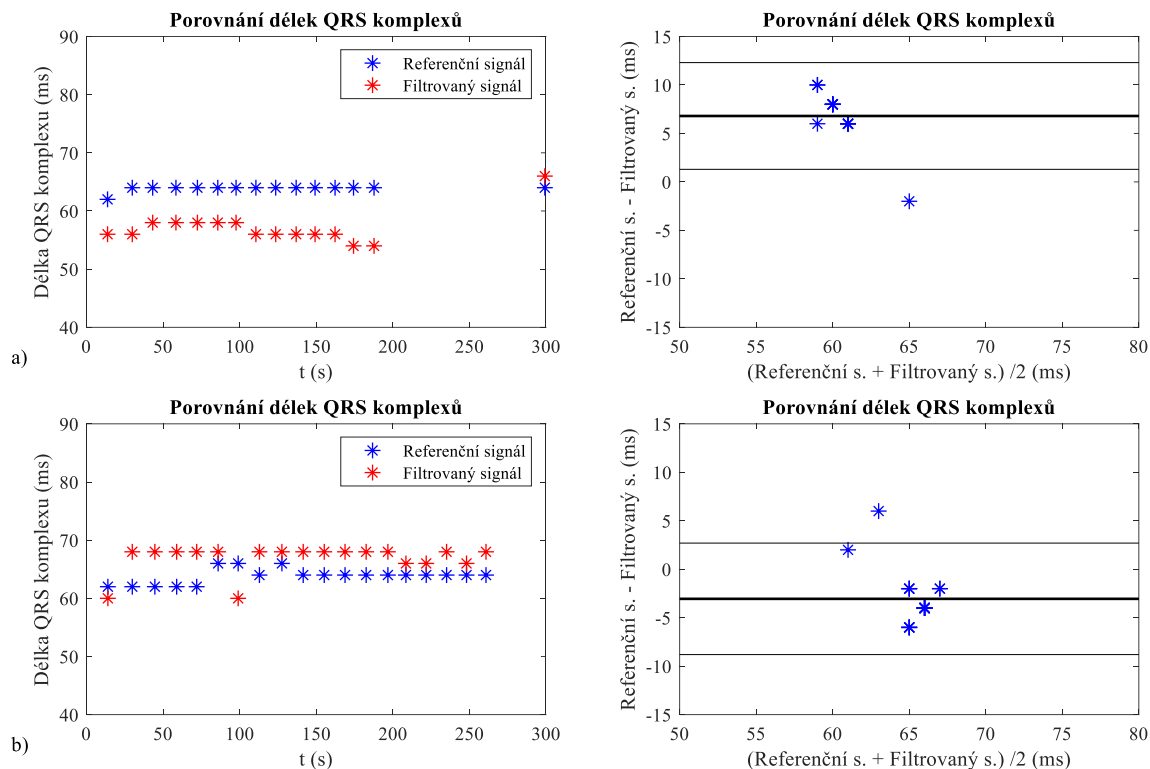


Obr. 64 – Porovnání délek QRS komplexů referenčního a filtrovaného signálu r02 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS

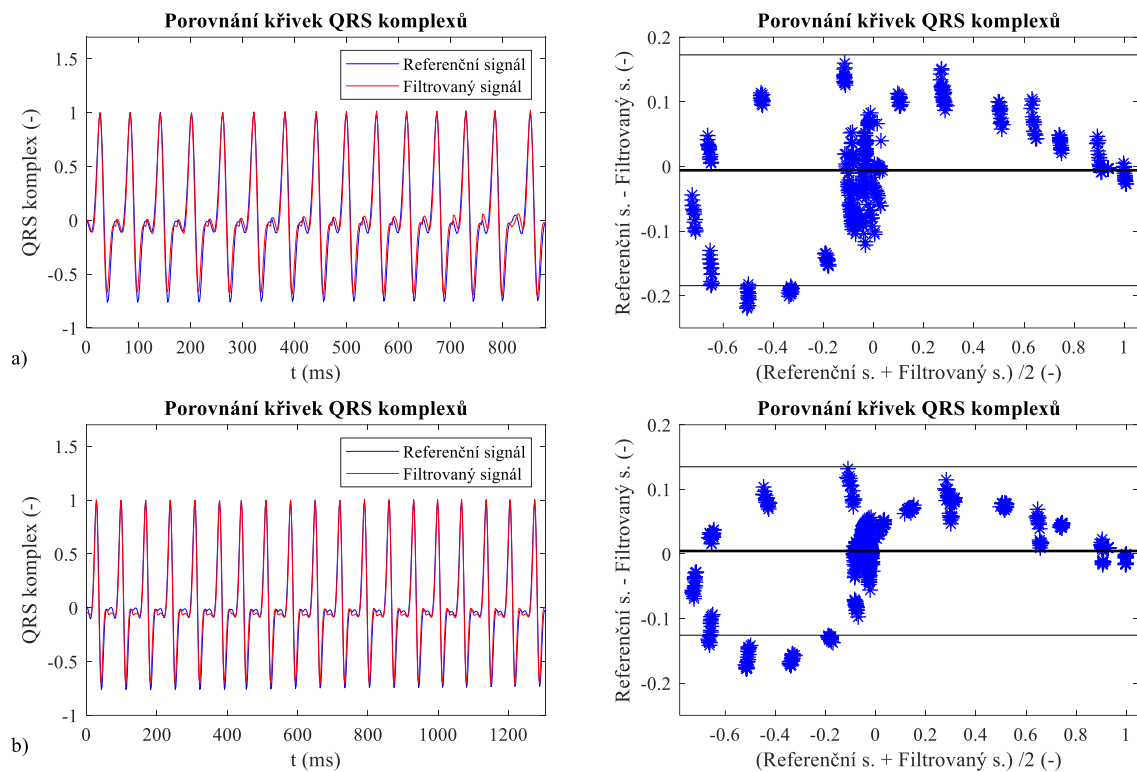


Obr. 65 – Porovnání křivek QRS komplexů referenčního a filtrovaného signálu r02 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS

Signál r05

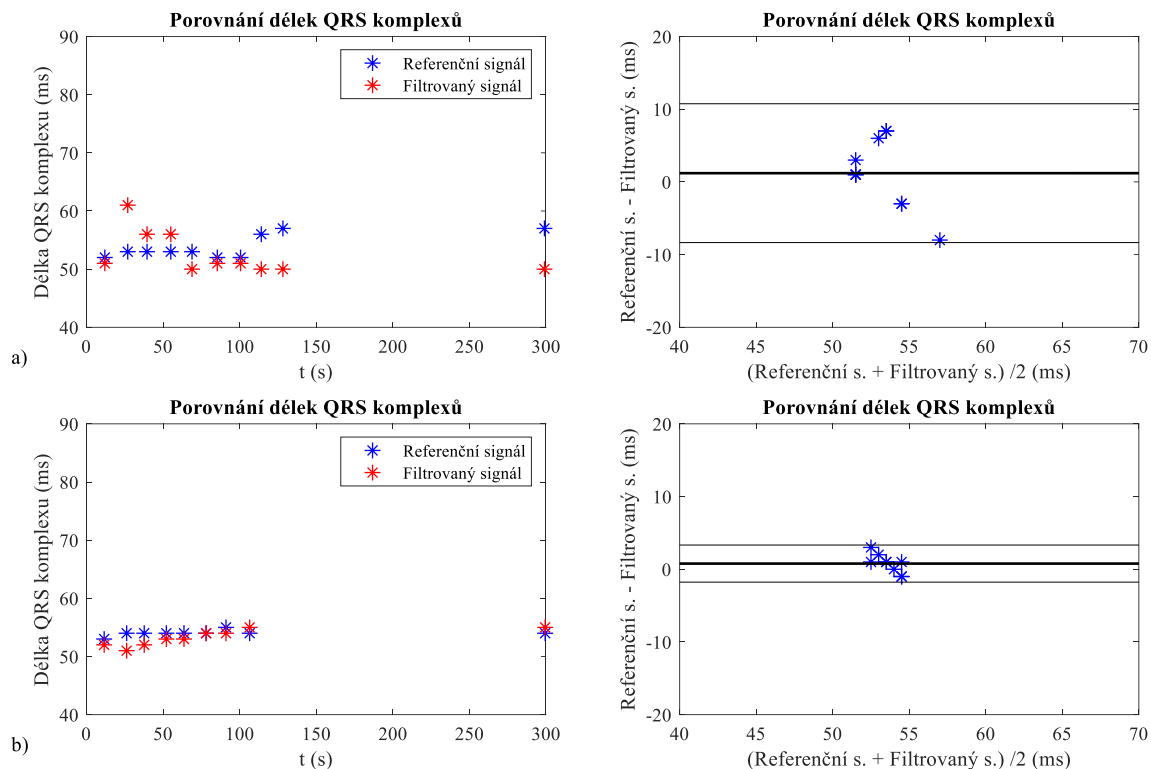


Obr. 66 – Porovnání délek QRS komplexů referenčního a filtrovaného signálu r05 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS

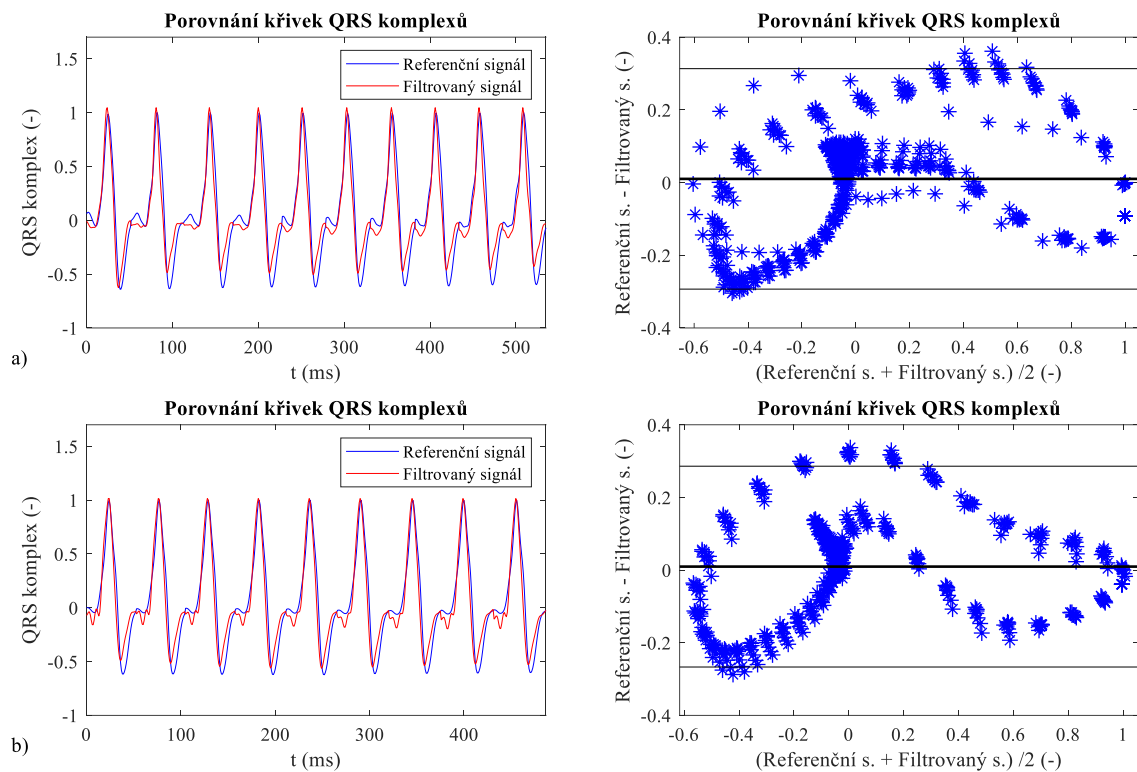


Obr. 67 – Porovnání křivek QRS komplexů referenčního a filtrovaného signálu r05 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS

Signál r08

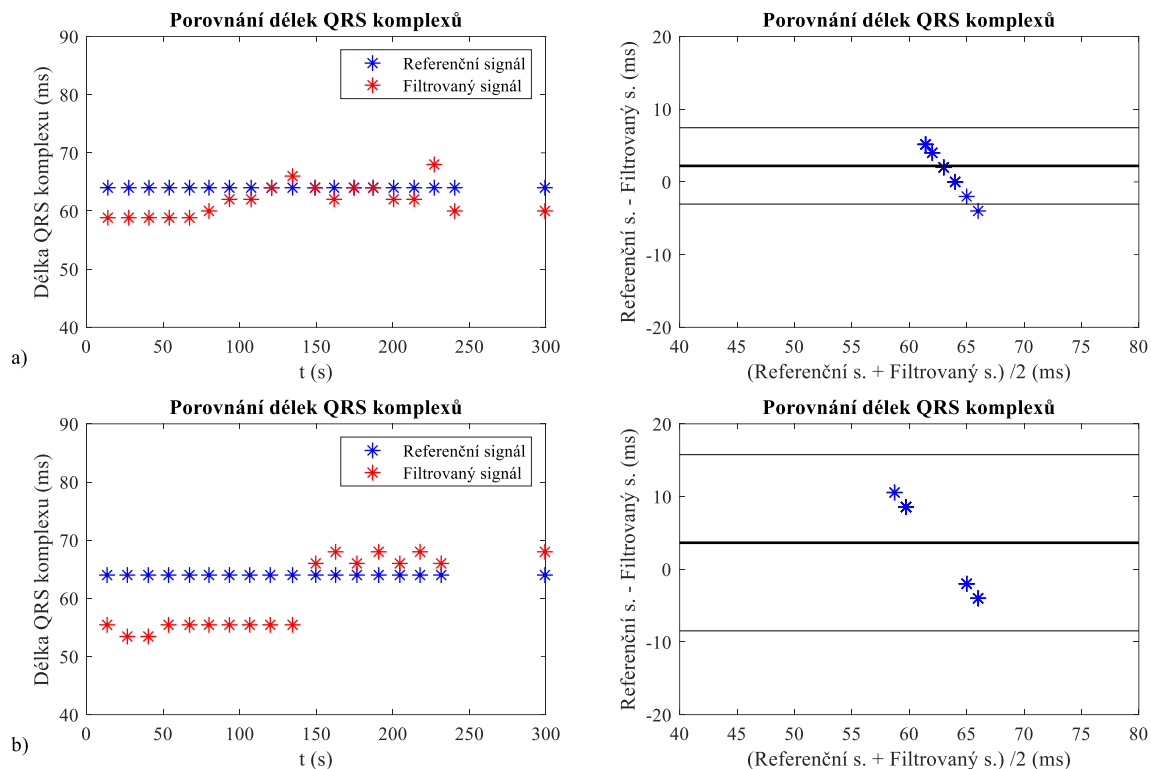


Obr. 68 – Porovnání délek QRS komplexů referenčního a filtrovaného signálu r08 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS

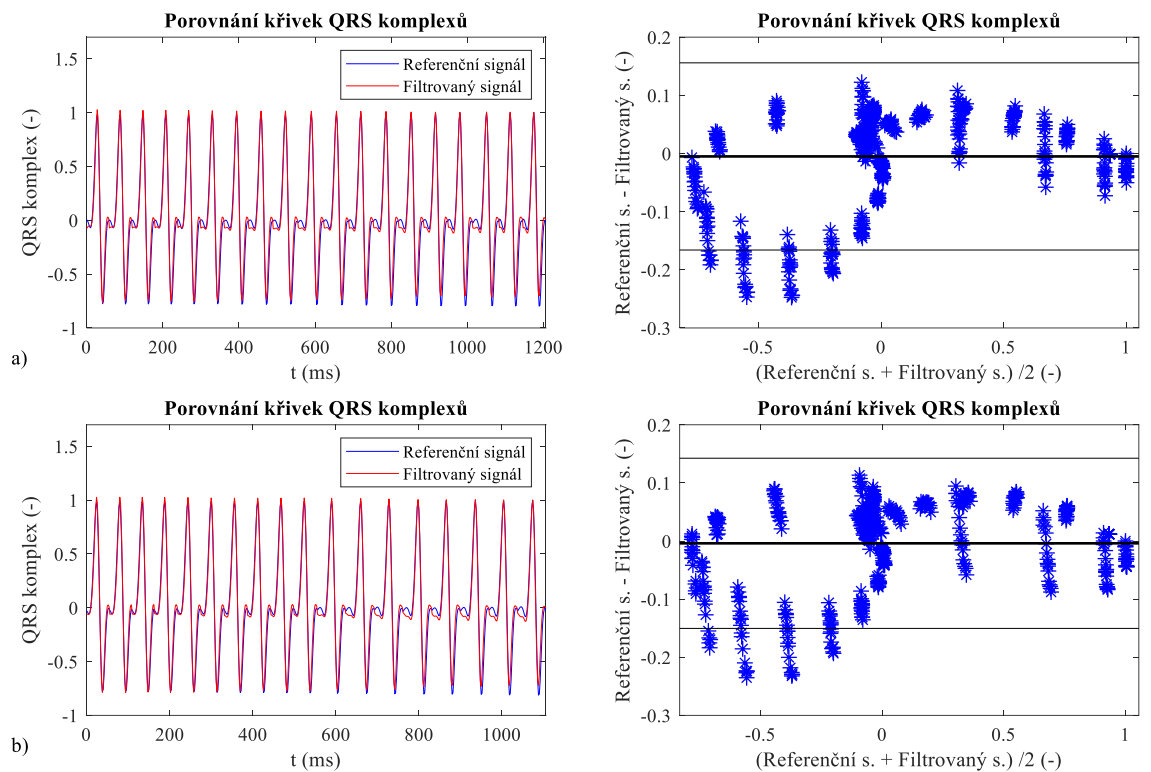


Obr. 69 – Porovnání křivek QRS komplexů referenčního a filtrovaného signálu r08 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS

Signál r09



Obr. 70 – Porovnání délek QRS komplexů referenčního a filtrovaného signálu r09 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS



Obr. 71 – Porovnání křivek QRS komplexů referenčního a filtrovaného signálu r09 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS

Příloha G: Délka a trend P vlny

Délka

Tab. 67 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při měření délky P vlny pro signál r02 statistickými parametry

Metoda	μ (ms)	$1,96\sigma$ (ms)	TP	FP	FN	ACC (%)	Se (%)	PPV (%)	F1 (%)
ICA-ANFIS	-2,80	4,48	19	1	0	95,00	100,00	95,00	97,44
ICA-RLS	-1,56	5,47	16	0	2	88,89	88,89	100,00	94,12

Tab. 68 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při měření délky P vlny pro signál r05 statistickými parametry

Metoda	μ (ms)	$1,96\sigma$ (ms)	TP	FP	FN	ACC (%)	Se (%)	PPV (%)	F1 (%)
ICA-ANFIS	4,00	0,00	15	0	0	100,00	100,00	100,00	100,00
ICA-RLS	2,95	6,32	18	1	0	94,74	100,00	94,74	97,30

Tab. 69 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při měření délky P vlny pro signál r08 statistickými parametry

Metoda	μ (ms)	$1,96\sigma$ (ms)	TP	FP	FN	ACC (%)	Se (%)	PPV (%)	F1 (%)
ICA-ANFIS	-59,00	270,55	10	0	0	100,00	100,00	100,00	100,00
ICA-RLS	1,11	19,31	9	0	0	100,00	100,00	100,00	100,00

Tab. 70 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při měření délky P vlny pro signál r09 statistickými parametry

Metoda	μ (ms)	$1,96\sigma$ (ms)	TP	FP	FN	ACC (%)	Se (%)	PPV (%)	F1 (%)
ICA-ANFIS	1,26	5,26	17	2	0	89,47	100,00	89,47	94,44
ICA-RLS	-1,33	4,66	17	1	0	94,44	100,00	94,44	97,14

Trend

Tab. 71 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při porovnání křivek v úseku P vlny pro signál $r02$ statistickými parametry

Metoda	μ (-)	$1,96\sigma$ (-)	TP	FP	FN	ACC (%)	Se (%)	PPV (%)	F1 (%)
ICA-ANFIS	-0,082	0,29	850	0	22	97,48	97,48	100,00	98,72
ICA-RLS	-0,069	0,33	740	12	12	96,86	98,40	98,40	98,40

Tab. 72 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při porovnání křivek v úseku P vlny pro signál $r05$ statistickými parametry

Metoda	μ (-)	$1,96\sigma$ (-)	TP	FP	FN	ACC (%)	Se (%)	PPV (%)	F1 (%)
ICA-ANFIS	0,007	0,35	577	24	12	94,13	97,96	96,01	96,97
ICA-RLS	-0,017	0,37	740	28	9	95,24	98,80	96,35	97,56

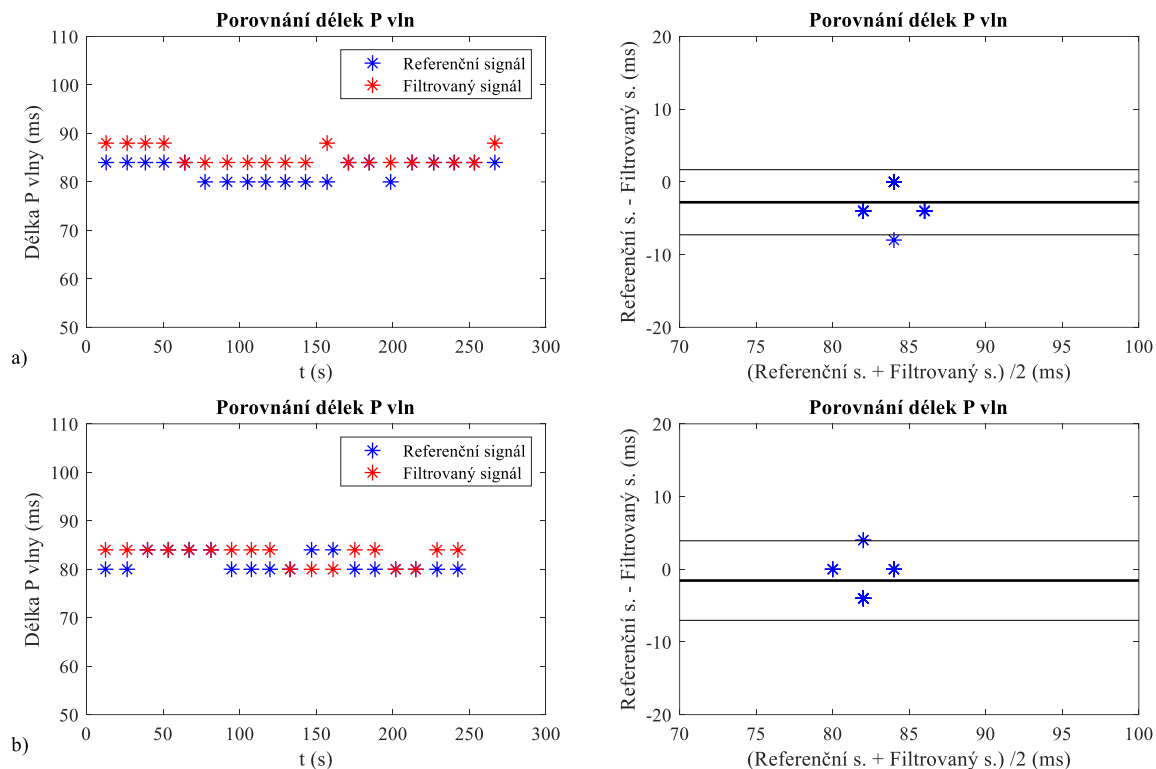
Tab. 73 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při porovnání křivek v úseku P vlny pro signál $r08$ statistickými parametry

Metoda	μ (-)	$1,96\sigma$ (-)	TP	FP	FN	ACC (%)	Se (%)	PPV (%)	F1 (%)
ICA-ANFIS	0,006	0,15	1525	65	47	93,16	97,01	95,91	96,46
ICA-RLS	0,178	0,39	614	2	15	97,31	97,62	99,68	98,63

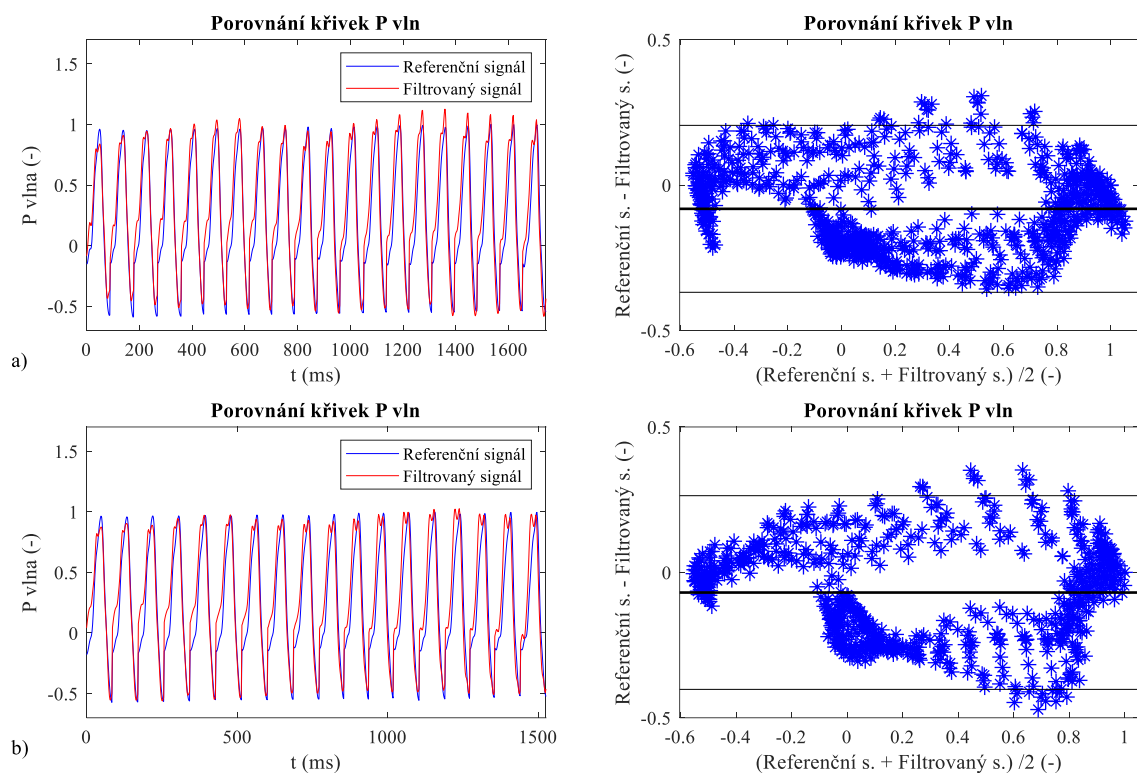
Tab. 74 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při porovnání křivek v úseku P vlny pro signál $r09$ statistickými parametry

Metoda	μ (-)	$1,96\sigma$ (-)	TP	FP	FN	ACC (%)	Se (%)	PPV (%)	F1 (%)
ICA-ANFIS	-0,091	0,28	795	1	9	98,76	98,88	99,87	99,38
ICA-RLS	-0,013	0,20	751	15	20	95,55	97,41	98,04	97,72

Signál r02

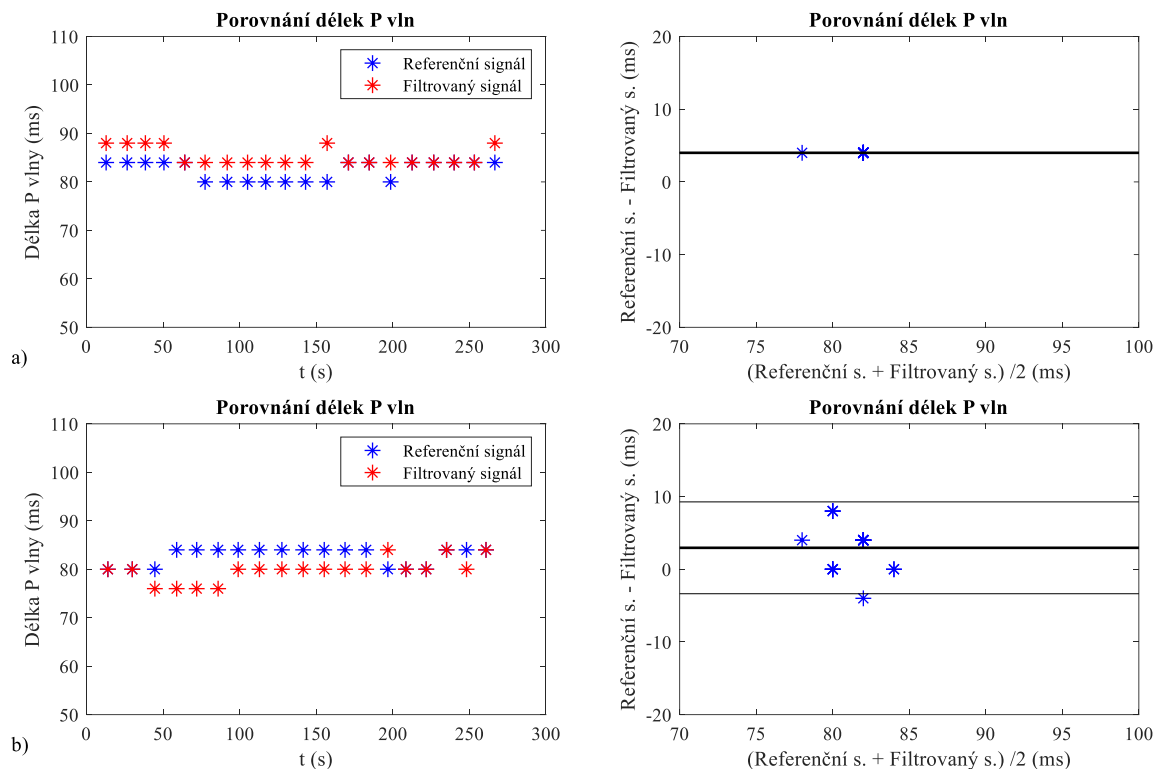


Obr. 72 – Porovnání délek P vln referenčního a filtrovaného signálu r02 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS

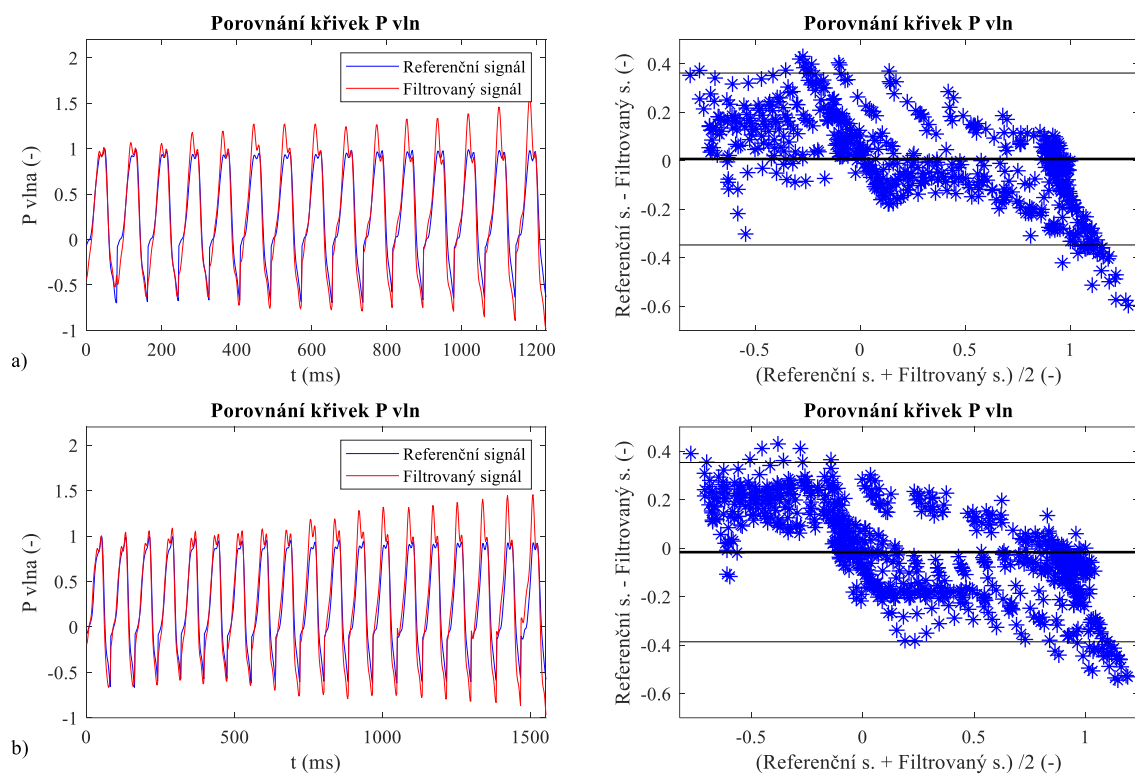


Obr. 73 – Porovnání křivek P vln referenčního a filtrovaného signálu r02 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS

Signál r05

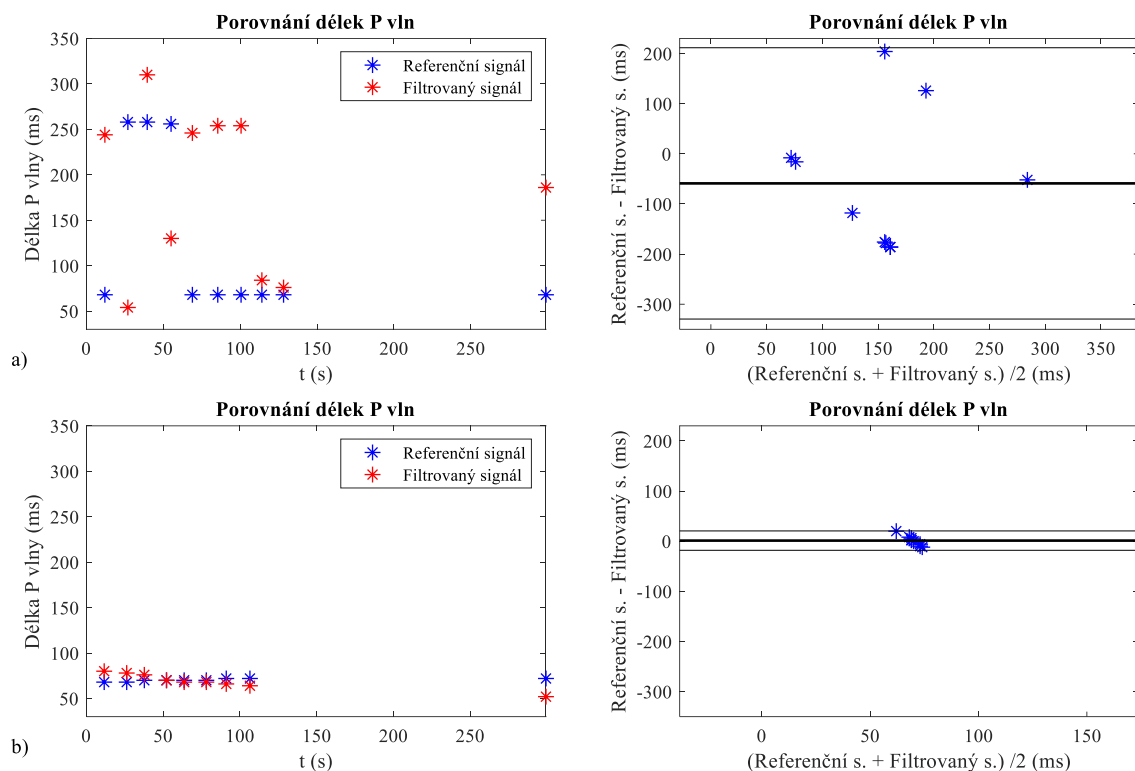


Obr. 74 – Porovnání délek P vln referenčního a filtrovaného signálu r05 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS

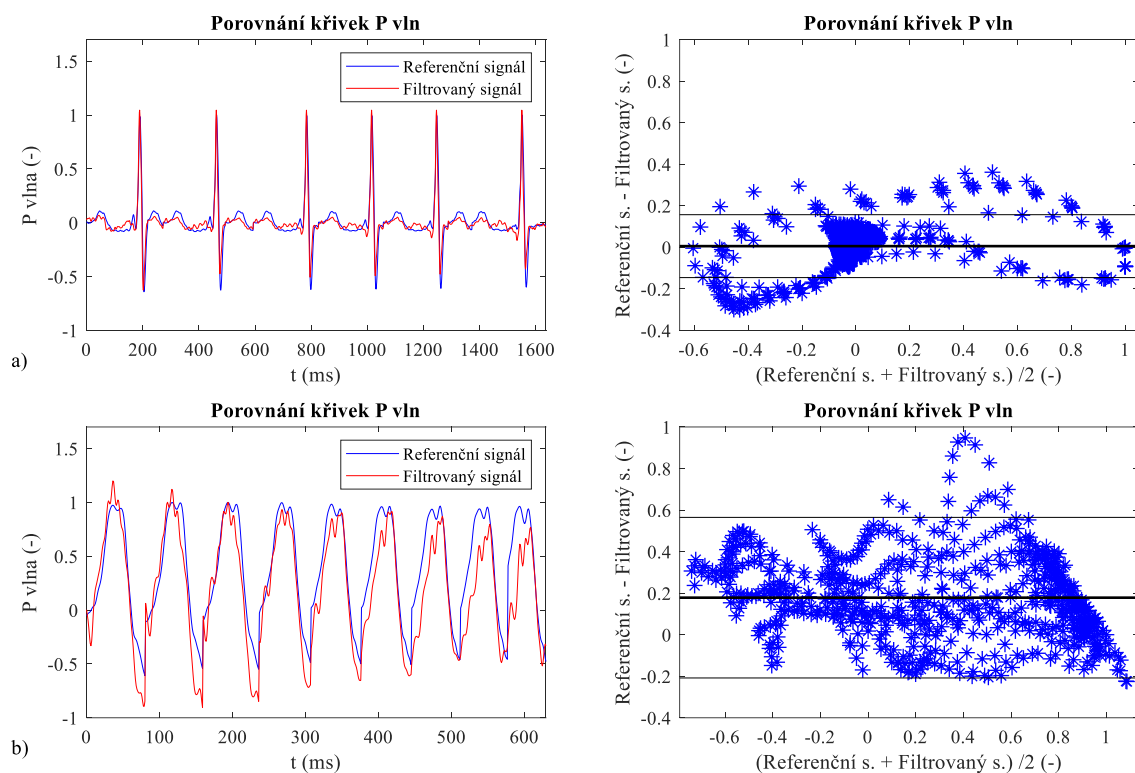


Obr. 75 – Porovnání křivek P vln referenčního a filtrovaného signálu r05 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS

Signál r08

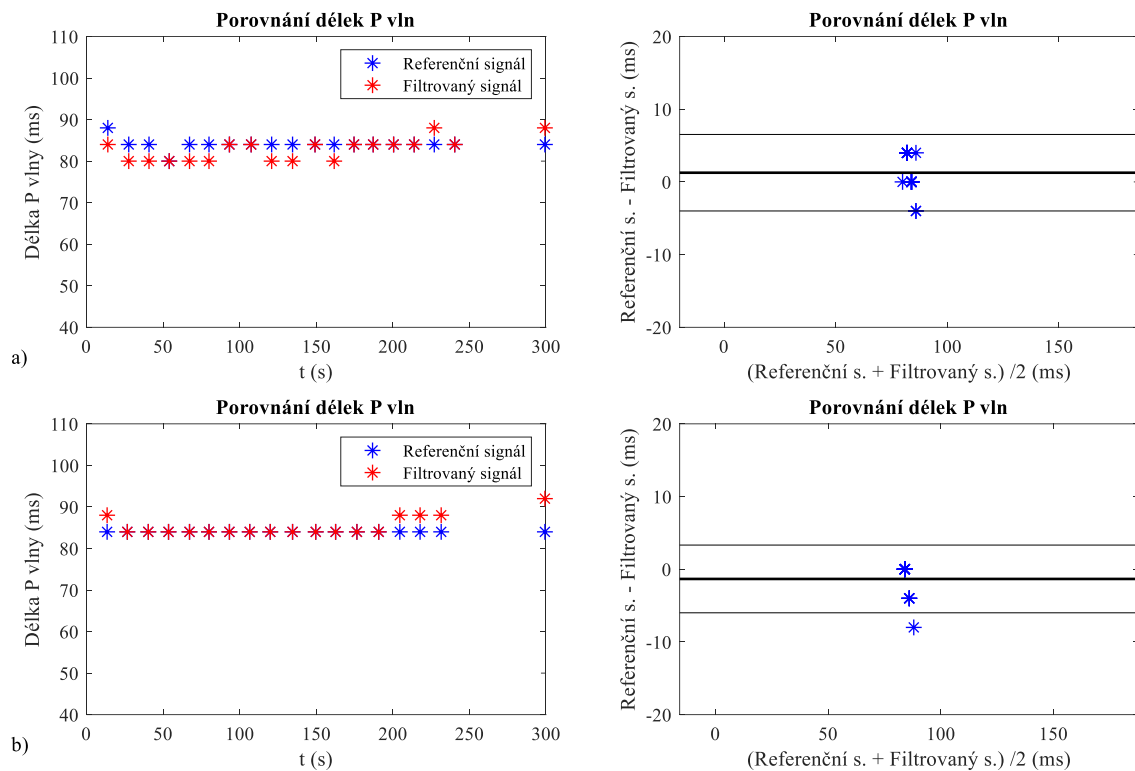


Obr. 76 – Porovnání délek P vln referenčního a filtrovaného signálu r08 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS

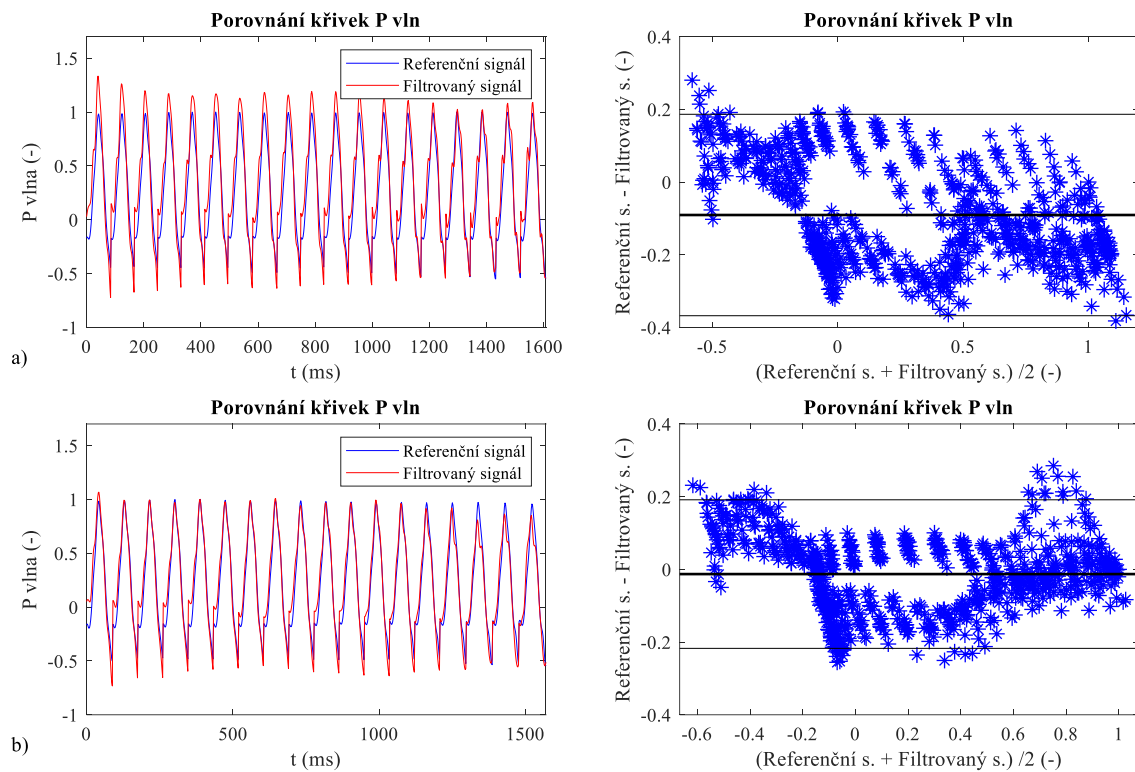


Obr. 77 – Porovnání křivek P vln referenčního a filtrovaného signálu r08 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS

Signál r09



Obr. 78 – Porovnání délek P vln referenčního a filtrovaného signálu r09 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS



Obr. 79 – Porovnání křivek P vln referenčního a filtrovaného signálu r09 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS

Příloha H: Délka a trend T vlny

Délka

Tab. 75 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při měření délky T vlny pro signál r02 statistickými parametry

Metoda	μ (ms)	$1,96\sigma$ (ms)	TP	FP	FN	ACC (%)	Se (%)	PPV (%)	F1 (%)
ICA-ANFIS	-12,70	16,10	18	2	0	90,00	100,00	90,00	94,74
ICA-RLS	-24,67	16,41	17	1	0	94,44	100,00	94,44	97,14

Tab. 76 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při měření délky T vlny pro signál r05 statistickými parametry

Metoda	μ (ms)	$1,96\sigma$ (ms)	TP	FP	FN	ACC (%)	Se (%)	PPV (%)	F1 (%)
ICA-ANFIS	31,20	45,95	15	0	0	100,00	100,00	100,00	100,00
ICA-RLS	-8,53	14,95	18	1	0	94,74	100,00	94,74	97,30

Tab. 77 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při měření délky T vlny pro signál r08 statistickými parametry

Metoda	μ (ms)	$1,96\sigma$ (ms)	TP	FP	FN	ACC (%)	Se (%)	PPV (%)	F1 (%)
ICA-ANFIS	-35,90	97,18	10	0	0	100,00	100,00	100,00	100,00
ICA-RLS	-20,44	54,88	8	0	1	88,89	88,89	100,00	94,12

Tab. 78 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při měření délky T vlny pro signál r09 statistickými parametry

Metoda	μ (ms)	$1,96\sigma$ (ms)	TP	FP	FN	ACC (%)	Se (%)	PPV (%)	F1 (%)
ICA-ANFIS	18,74	55,81	19	0	0	100,00	100,00	100,00	100,00
ICA-RLS	1,11	8,09	17	1	0	94,44	100,00	94,44	97,14

Trend

Tab. 79 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při porovnání křivek v úseku T vlny pro signál r02 statistickými parametry

Metoda	μ (-)	$1,96\sigma$ (-)	TP	FP	FN	ACC (%)	Se (%)	PPV (%)	F1 (%)
ICA-ANFIS	-0,00145	0,041	1289	4	0	99,69	100,00	99,69	99,85
ICA-RLS	-0,00121	0,039	1287	0	4	99,69	99,69	100,00	99,84

Tab. 80 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při porovnání křivek v úseku T vlny pro signál r05 statistickými parametry

Metoda	μ (-)	$1,96\sigma$ (-)	TP	FP	FN	ACC (%)	Se (%)	PPV (%)	F1 (%)
ICA-ANFIS	-0,00449	0,031	624	9	5	97,81	99,21	98,58	98,89
ICA-RLS	-0,00531	0,033	1123	4	10	98,77	99,12	99,65	99,38

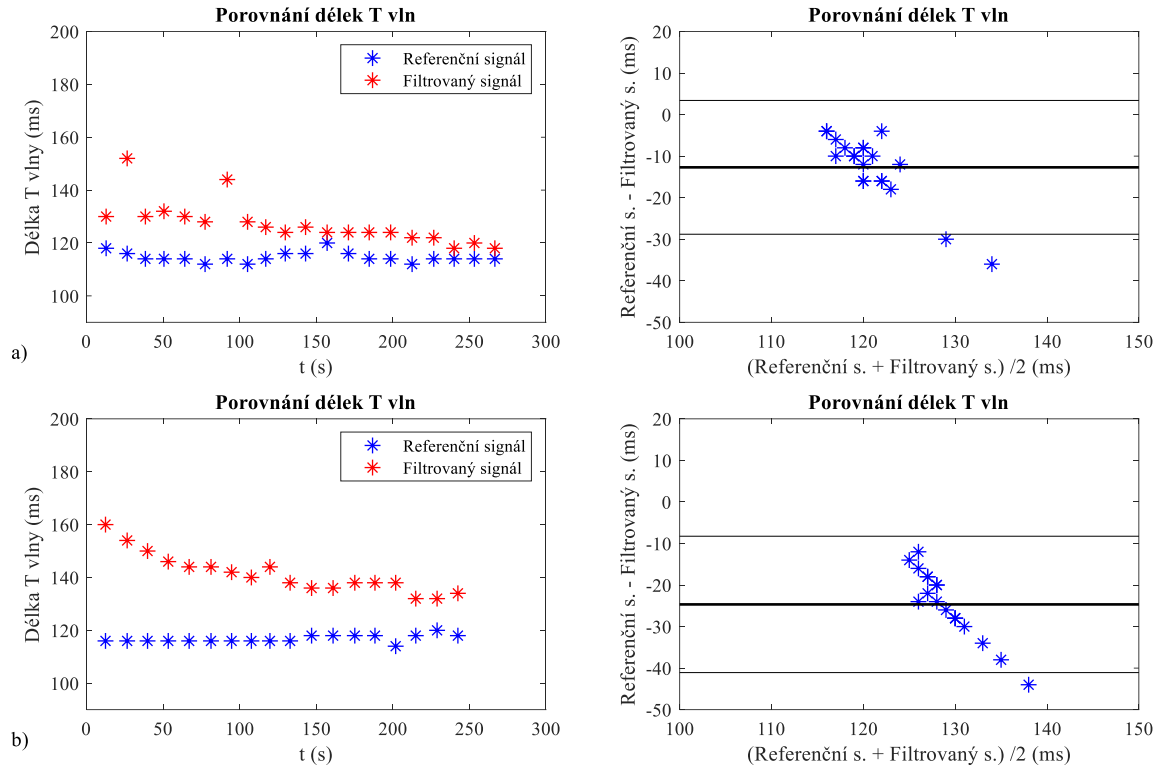
Tab. 81 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při porovnání křivek v úseku T vlny pro signál r08 statistickými parametry

Metoda	μ (-)	$1,96\sigma$ (-)	TP	FP	FN	ACC (%)	Se (%)	PPV (%)	F1 (%)
ICA-ANFIS	-0,00251	0,078	1360	63	0	95,57	100,00	95,57	97,74
ICA-RLS	-0,01083	0,123	1109	91	0	92,42	100,00	92,42	96,06

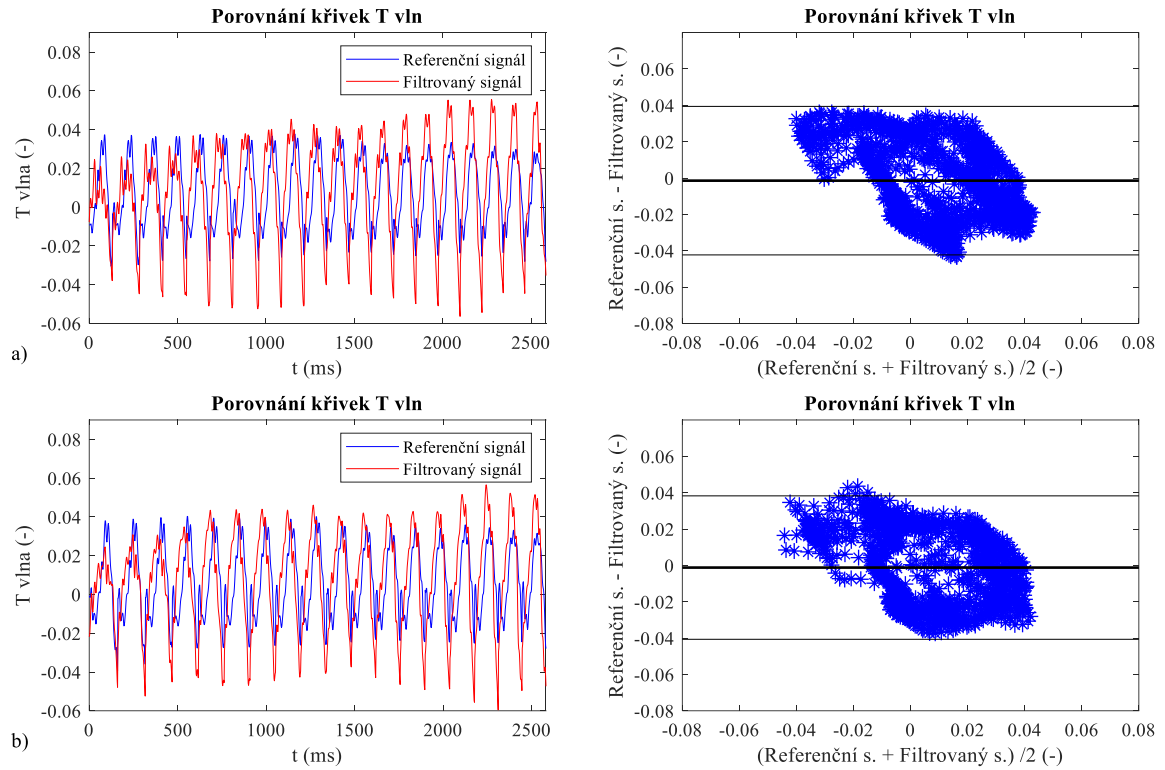
Tab. 82 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při porovnání křivek v úseku T vlny pro signál r09 statistickými parametry

Metoda	μ (-)	$1,96\sigma$ (-)	TP	FP	FN	ACC (%)	Se (%)	PPV (%)	F1 (%)
ICA-ANFIS	0,00116	0,054	956	12	5	98,25	99,48	98,76	99,12
ICA-RLS	-0,00028	0,048	1006	8	50	94,55	95,27	99,21	97,20

Signál r02

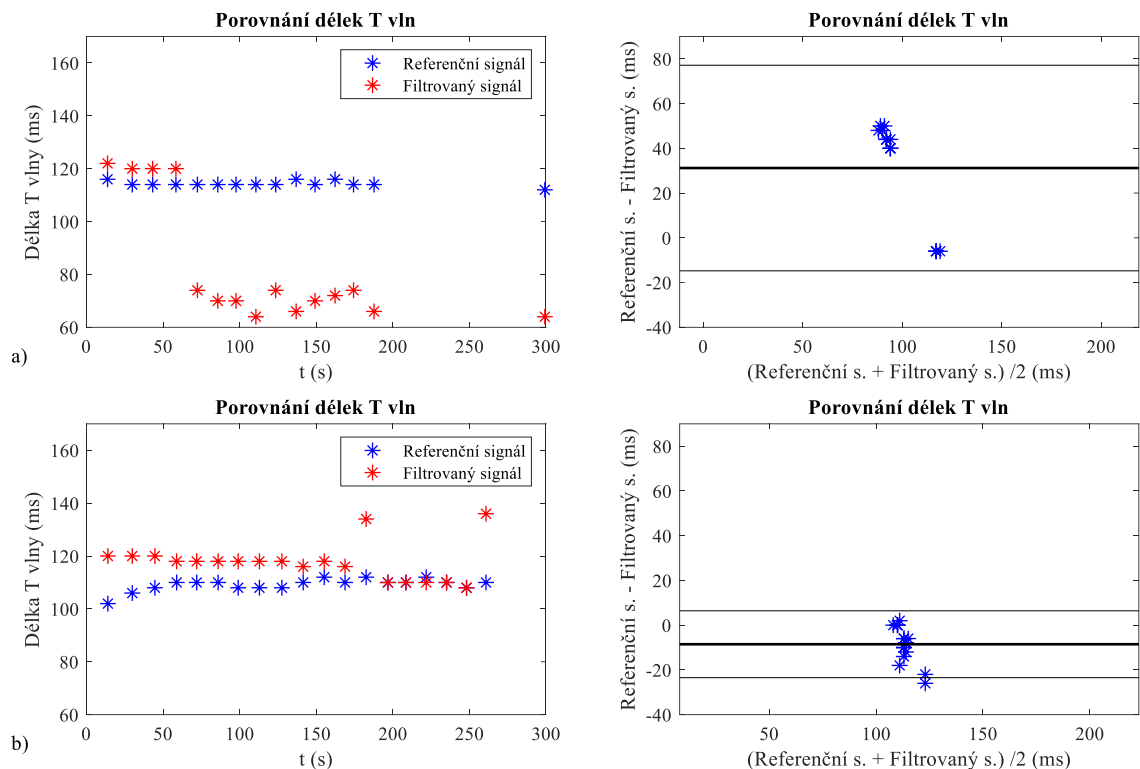


Obr. 80 – Porovnání délek T vln referenčního a filtrovaného signálu r02 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS

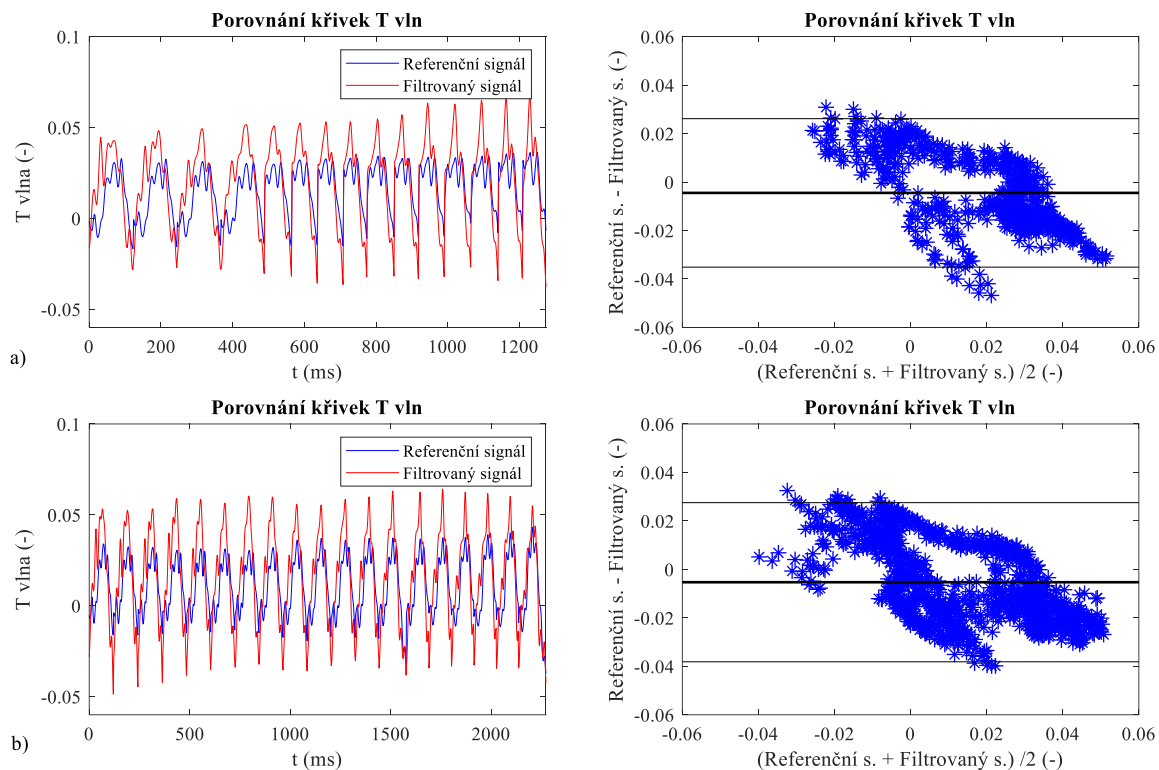


Obr. 81 – Porovnání křivek T vln referenčního a filtrovaného signálu r02 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS

Signál r05

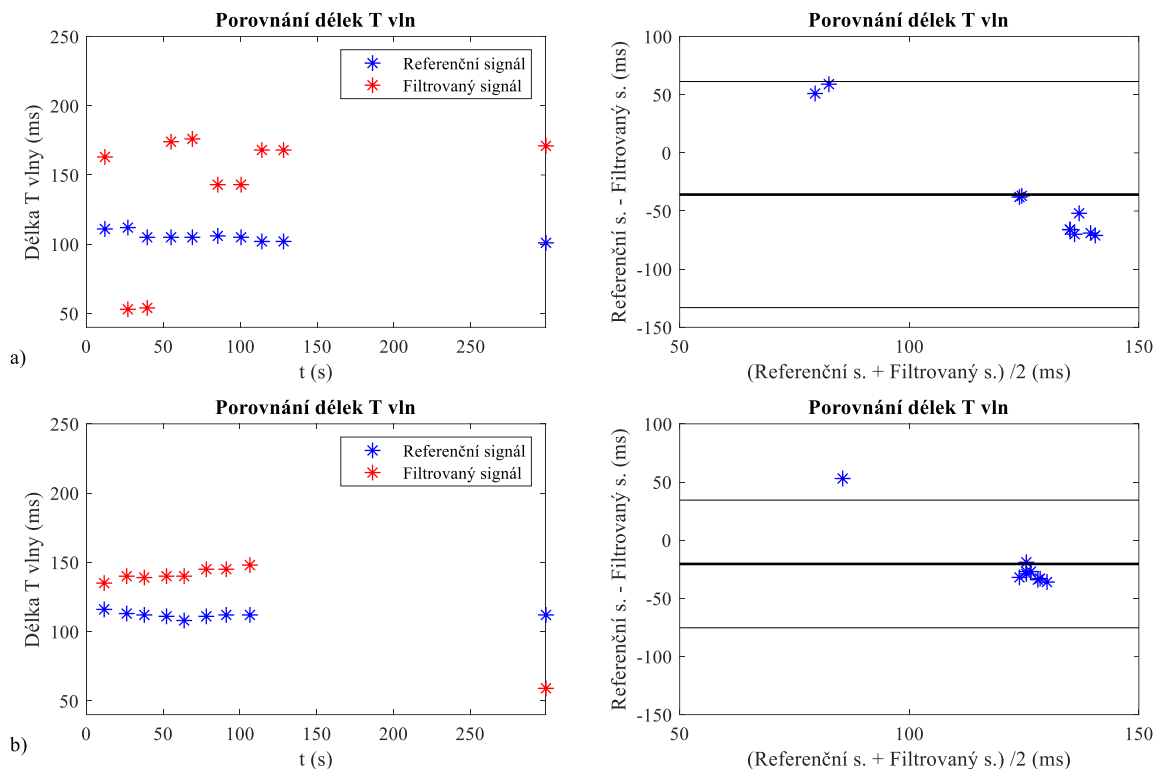


Obr. 82 – Porovnání délek T vln referenčního a filtrovaného signálu r05 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS

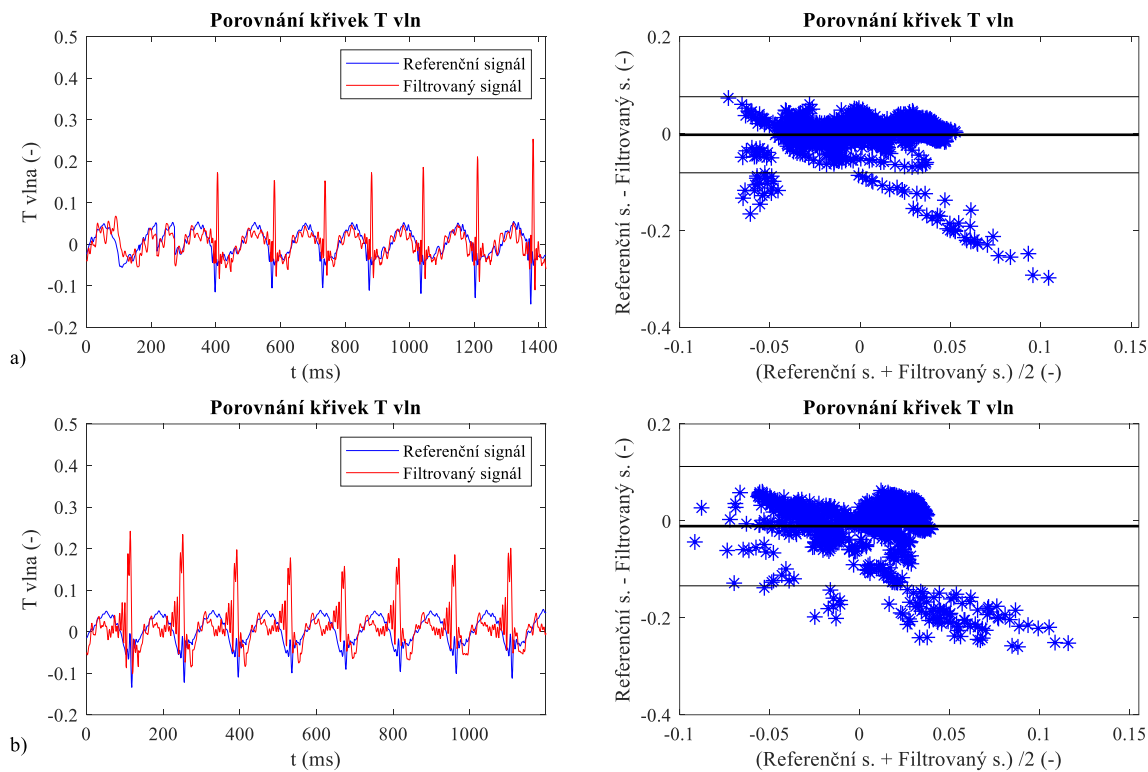


Obr. 83 – Porovnání křivek T vln referenčního a filtrovaného signálu r05 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS

Signál r08

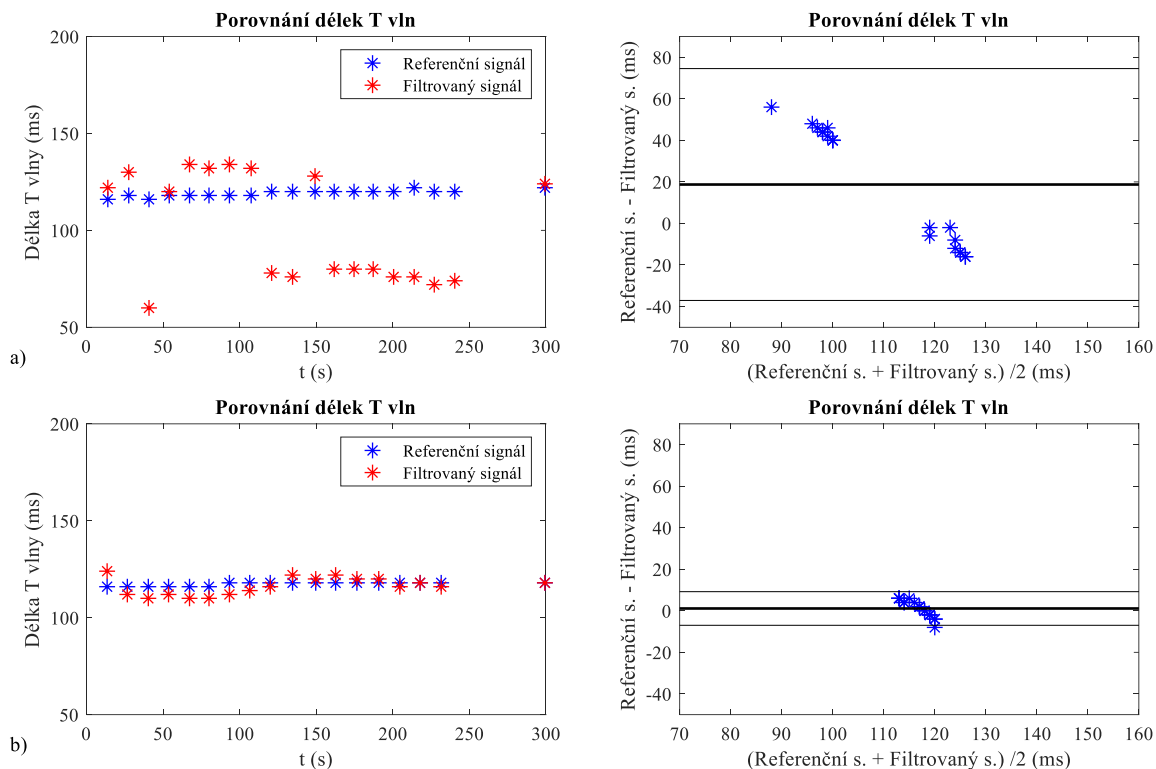


Obr. 84 – Porovnání délek T vln referenčního a filtrovaného signálu r08 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS

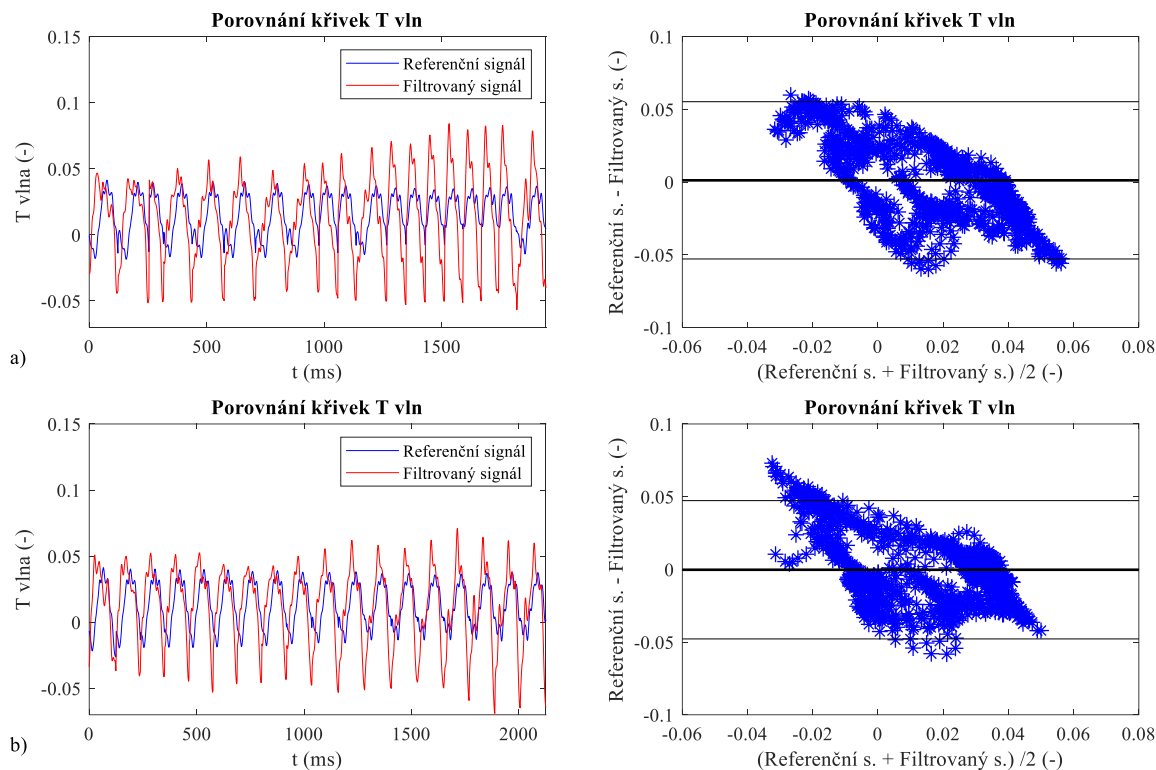


Obr. 85 – Porovnání křivek T vln referenčního a filtrovaného signálu r08 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS

Signál r09



Obr. 86 – Porovnání délek T vln referenčního a filtrovaného signálu r09 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS



Obr. 87 – Porovnání křivek T vln referenčního a filtrovaného signálu r09 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS

Příloha I: Celková morfologie

Trend okna

Tab. 83 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při porovnání křivek v úseku celého okna pro signál r02 statistickými parametry

Metoda	μ (-)	1,96 σ (-)	TP	FP	FN	ACC (%)	Se (%)	PPV (%)	F1 (%)
ICA-ANFIS	-0,00115	0,08	4803	119	78	96,06	98,40	97,58	97,99
ICA-RLS	-0,00129	0,05	4324	103	73	96,09	98,34	97,67	98,01
ICA-ANFIS-WT	0,00078	0,14	5116	124	260	93,02	95,16	97,63	96,38
ICA-RLS-WT	0,00065	0,13	4647	97	256	92,94	94,78	97,96	96,34

Tab. 84 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při porovnání křivek v úseku celého okna pro signál r05 statistickými parametry

Metoda	μ (-)	1,96 σ (-)	TP	FP	FN	ACC (%)	Se (%)	PPV (%)	F1 (%)
ICA-ANFIS	0,00023	0,08	3552	101	97	94,72	97,34	97,24	97,29
ICA-RLS	0,00001	0,06	4542	97	111	95,62	97,61	97,91	97,76
ICA-ANFIS-WT	0,00107	0,15	4469	106	175	94,08	96,23	97,68	96,95
ICA-RLS-WT	0,00095	0,14	4952	108	190	94,32	96,30	97,87	97,08

Tab. 85 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při porovnání křivek v úseku celého okna pro signál r08 statistickými parametry

Metoda	μ (-)	1,96 σ (-)	TP	FP	FN	ACC (%)	Se (%)	PPV (%)	F1 (%)
ICA-ANFIS	0,00284	0,13	4754	154	92	95,08	98,10	96,86	97,48
ICA-RLS	-0,00060	0,13	4224	193	83	93,87	98,07	95,63	96,84
ICA-ANFIS-WT	-0,00170	0,18	5729	157	114	95,48	98,05	97,33	97,69
ICA-RLS-WT	0,00068	0,18	6705	185	110	95,79	98,39	97,31	97,85

Tab. 86 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při porovnání křivek v úseku celého okna pro signál r09 statistickými parametry

Metoda	μ (-)	1,96 σ (-)	TP	FP	FN	ACC (%)	Se (%)	PPV (%)	F1 (%)
ICA-ANFIS	-0,00128	0,07	4524	118	108	95,24	97,67	97,46	97,56
ICA-RLS	-0,00073	0,07	4277	117	106	95,04	97,58	97,34	97,46
ICA-ANFIS-WT	0,00190	0,17	4474	117	159	94,19	96,57	97,45	97,01
ICA-RLS-WT	0,00250	0,17	4246	115	139	94,36	96,83	97,36	97,10

Trend úseku

Tab. 87 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při porovnání křivek v úseku Pon-Toff pro signál r02 statistickými parametry

Metoda	μ (-)	$1,96\sigma$ (-)	TP	FP	FN	ACC (%)	Se (%)	PPV (%)	F1 (%)
ICA-ANFIS	-0,00029	0,09	3716	117	48	95,75	98,72	96,95	97,83
ICA-RLS	-0,00067	0,06	3374	96	38	96,18	98,89	97,23	98,05
ICA-ANFIS-WT	0,00189	0,16	3835	108	211	92,32	94,78	97,26	96,01
ICA-RLS-WT	0,00220	0,14	3659	95	205	92,42	94,69	97,47	96,06

Tab. 88 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při porovnání křivek v úseku Pon-Toff pro signál r05 statistickými parametry

Metoda	μ (-)	$1,96\sigma$ (-)	TP	FP	FN	ACC (%)	Se (%)	PPV (%)	F1 (%)
ICA-ANFIS	-0,00126	0,09	2685	86	90	93,85	96,76	96,90	96,83
ICA-RLS	-0,00052	0,07	3440	95	103	94,56	97,09	97,31	97,20
ICA-ANFIS-WT	0,00015	0,16	3946	104	172	93,46	95,82	97,43	96,62
ICA-RLS-WT	0,00223	0,16	3579	105	168	92,91	95,52	97,15	96,33

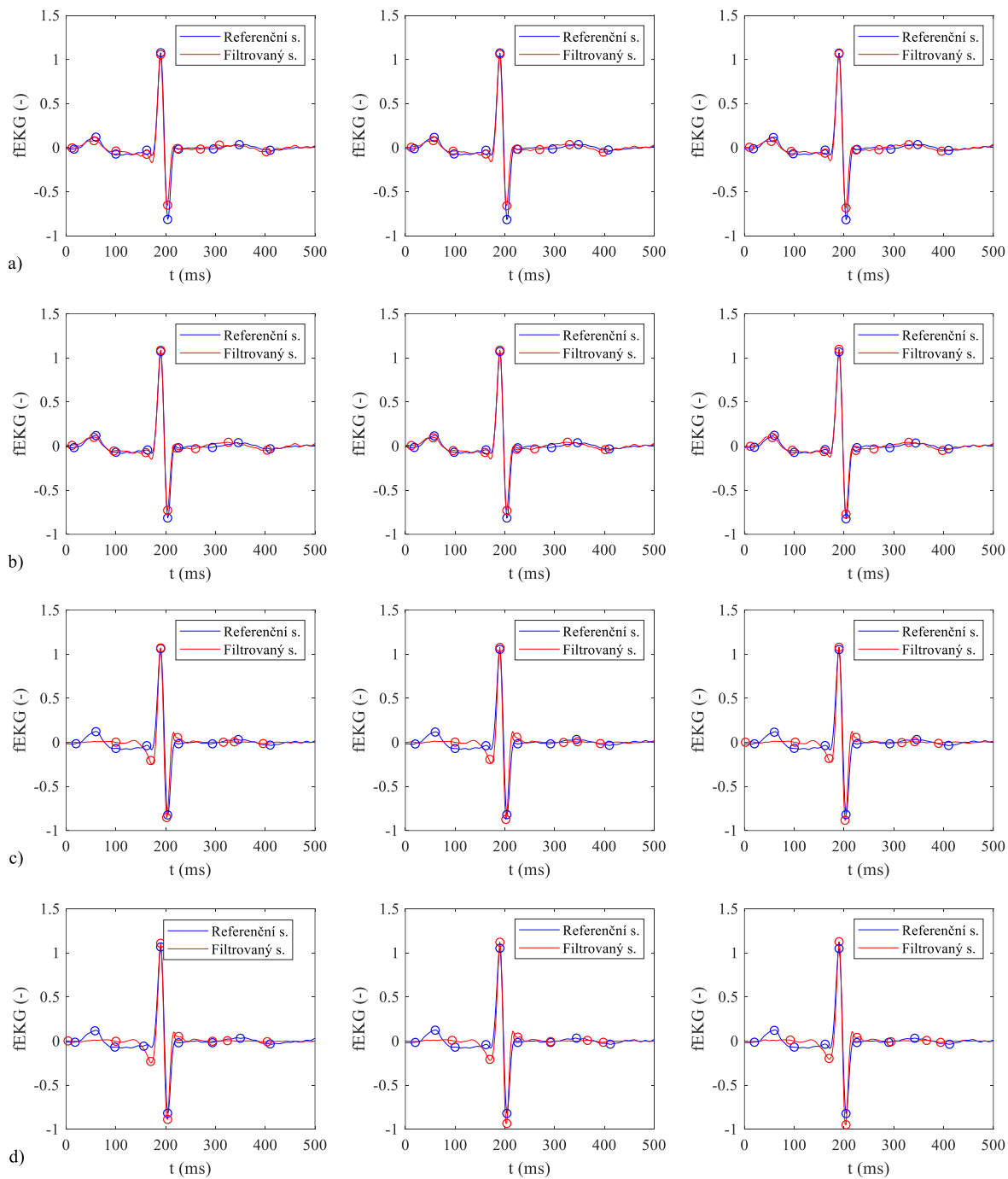
Tab. 89 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při porovnání křivek v úseku Pon-Toff pro signál r08 statistickými parametry

Metoda	μ (-)	$1,96\sigma$ (-)	TP	FP	FN	ACC (%)	Se (%)	PPV (%)	F1 (%)
ICA-ANFIS	0,00079	0,14	3887	139	91	94,41	97,71	96,55	97,13
ICA-RLS	-0,00468	0,14	3407	166	77	93,34	97,79	95,35	96,56
ICA-ANFIS-WT	-0,00660	0,19	4528	146	96	94,93	97,92	96,88	97,40
ICA-RLS-WT	-0,00304	0,20	5637	172	105	95,32	98,17	97,04	97,60

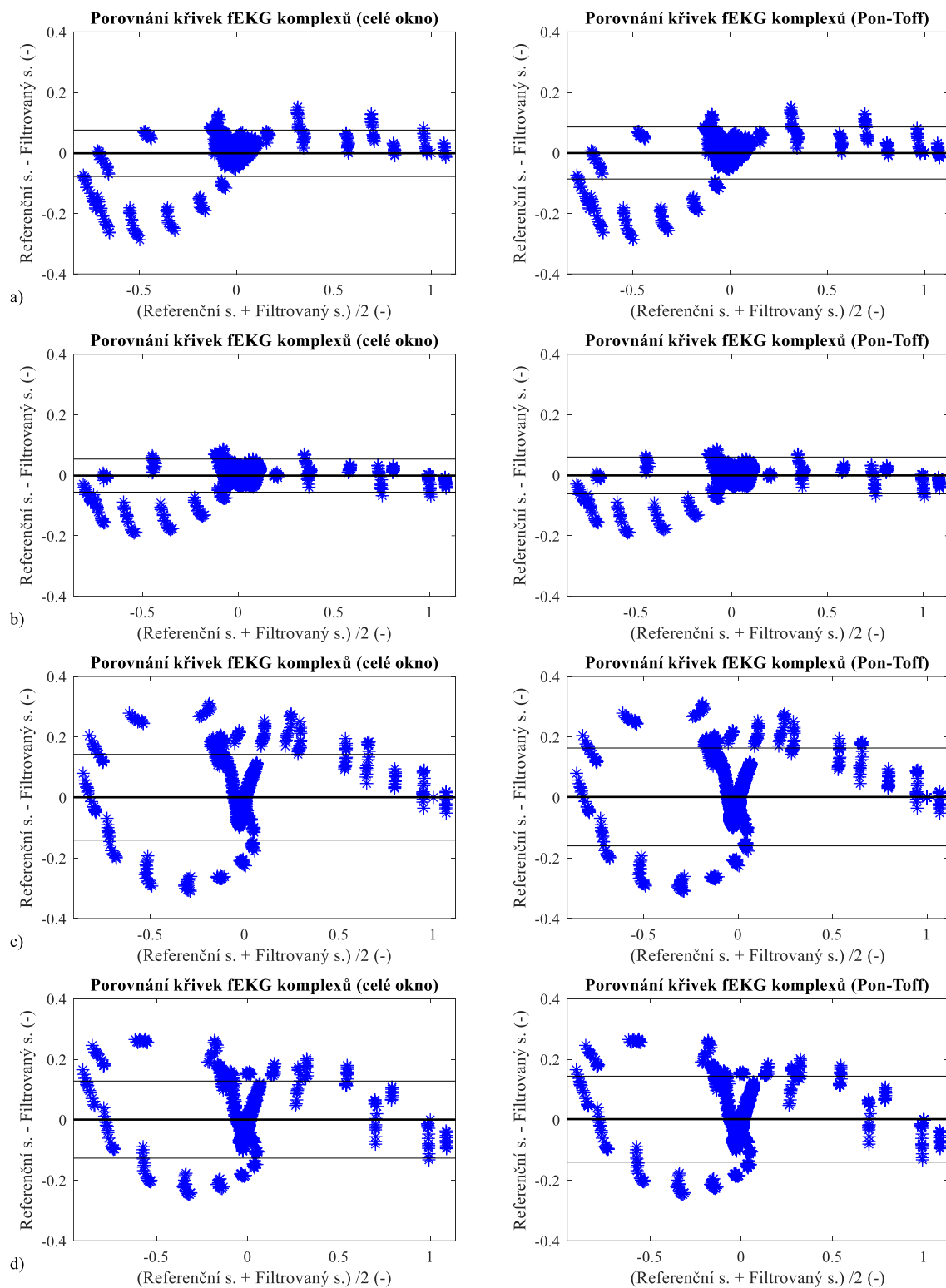
Tab. 90 – Vyhodnocení účinnosti jednotlivých metod při porovnání křivek v úseku Pon-Toff pro signál r09 statistickými parametry

Metoda	μ (-)	$1,96\sigma$ (-)	TP	FP	FN	ACC (%)	Se (%)	PPV (%)	F1 (%)
ICA-ANFIS	-0,00036	0,08	3477	109	42	95,84	98,81	96,96	97,87
ICA-RLS	0,00017	0,08	3264	110	65	94,91	98,05	96,74	97,39
ICA-ANFIS-WT	-0,00010	0,20	2659	92	134	92,17	95,20	96,66	95,92
ICA-RLS-WT	-0,00190	0,21	2267	80	132	91,45	94,50	96,59	95,53

Signál r02

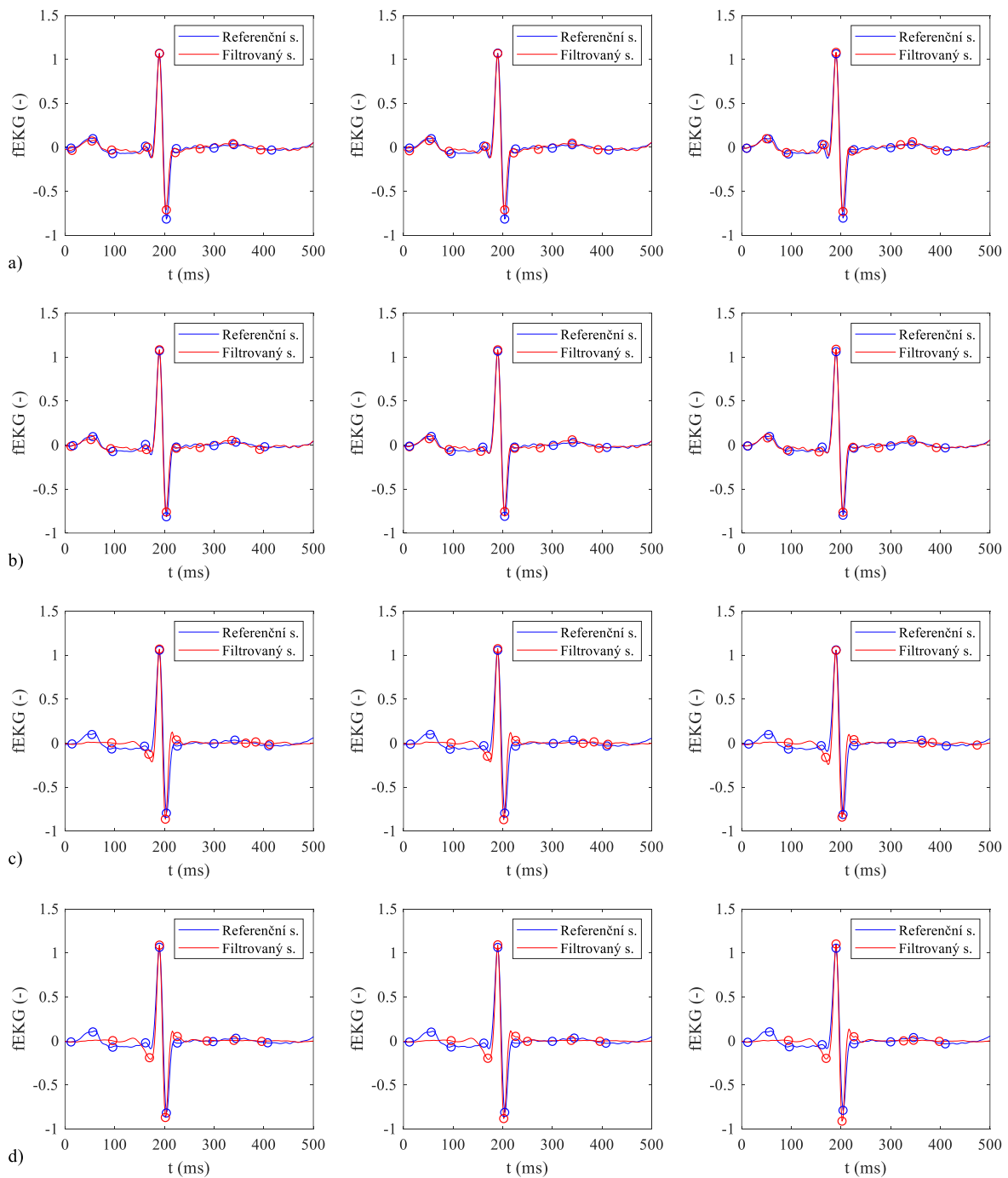


Obr. 88 – Porovnání morfologie a vyznačených parametrů referenčního a filtrovaného signálu r02 pro jednotlivé metody: a) ICA ANFIS, b) ICA-RLS, c) ICA-ANFIS-WT, d) ICA-RLS-WT

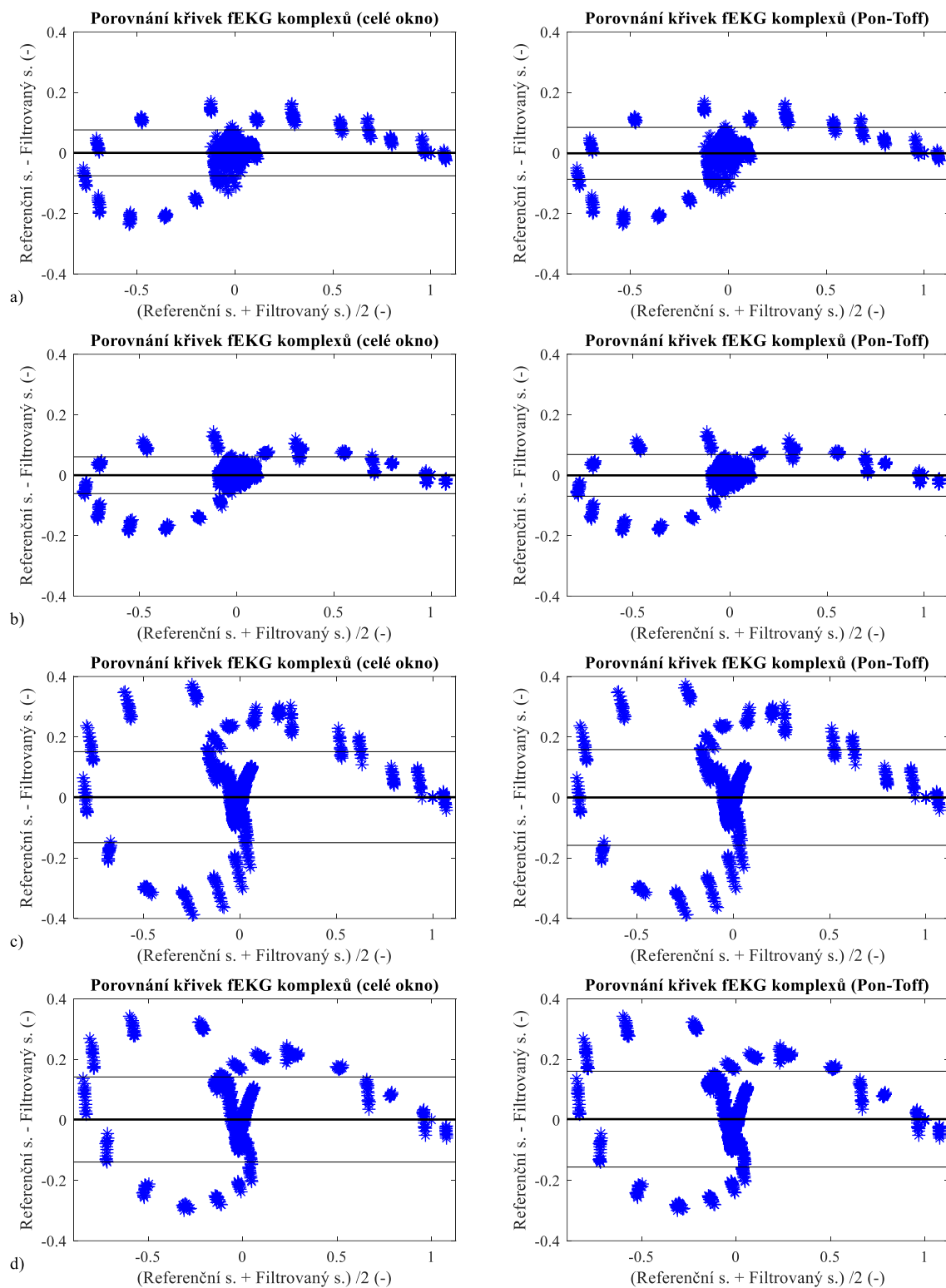


Obr. 89 – Porovnání morfologie referenčního a filtrovaného signálu r02 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS, c) ICA ANFIS WT, d) ICA-RLS-WT

Signál r05

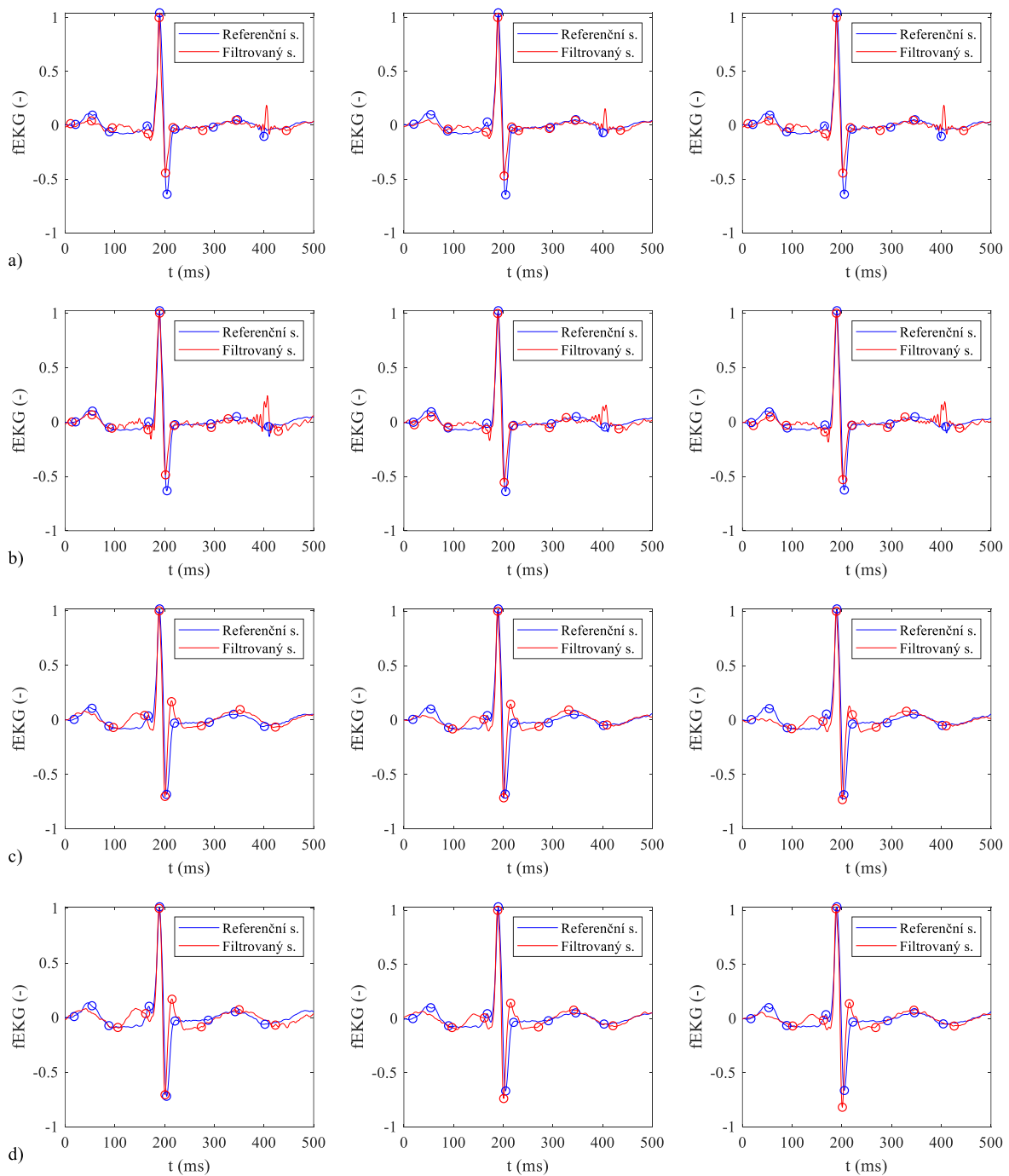


Obr. 90 – Porovnání morfologie a vyznačených parametrů referenčního a filtrovaného signálu r05 pro jednotlivé metody: a) ICA ANFIS, b) ICA-RLS, c) ICA-ANFIS-WT, d) ICA-RLS-WT

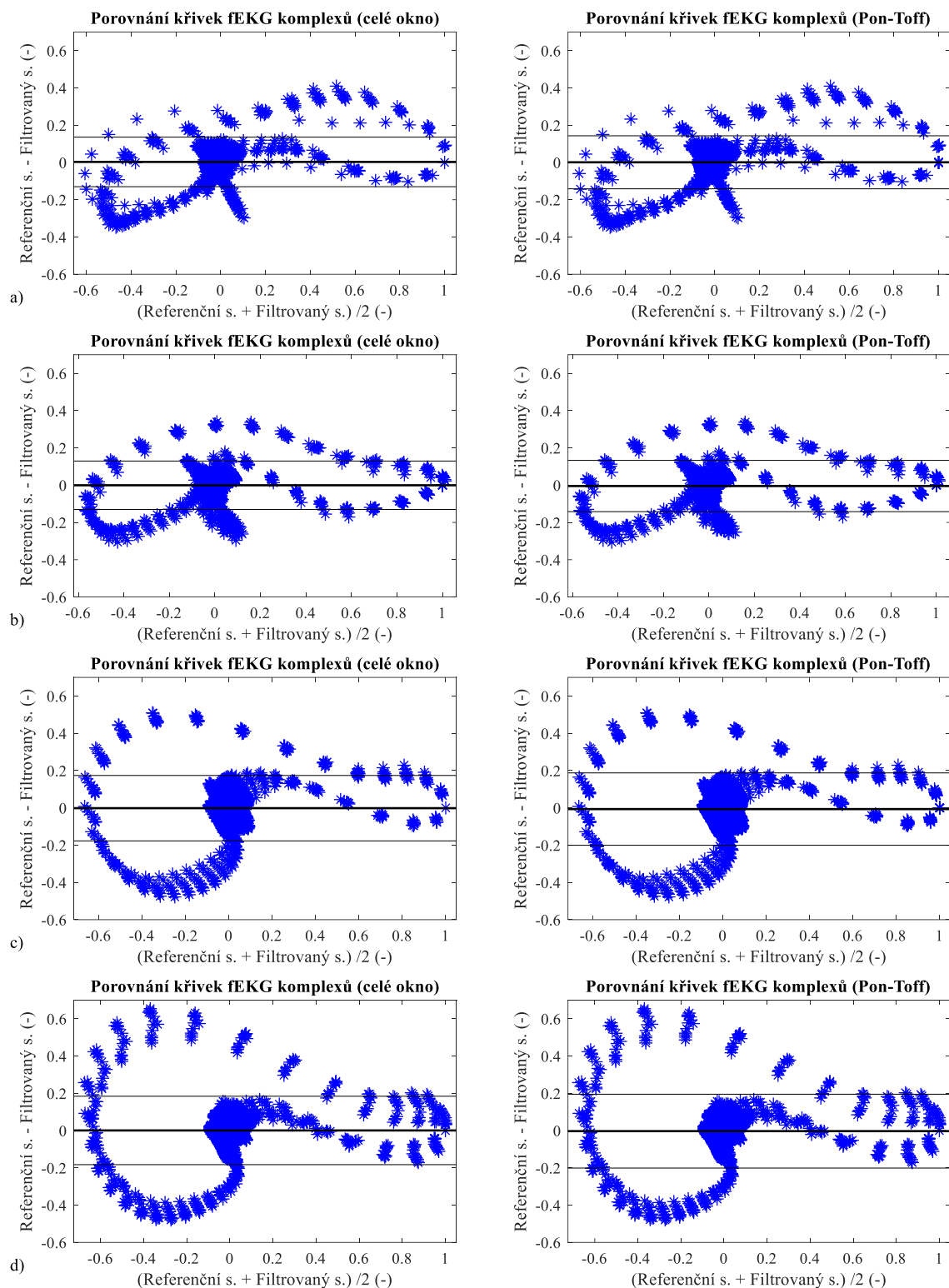


Obr. 91 – Porovnání morfologie referenčního a filtrovaného signálu r05 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS, c) ICA-ANFIS WT, d) ICA-RLS-WT

Signál r08

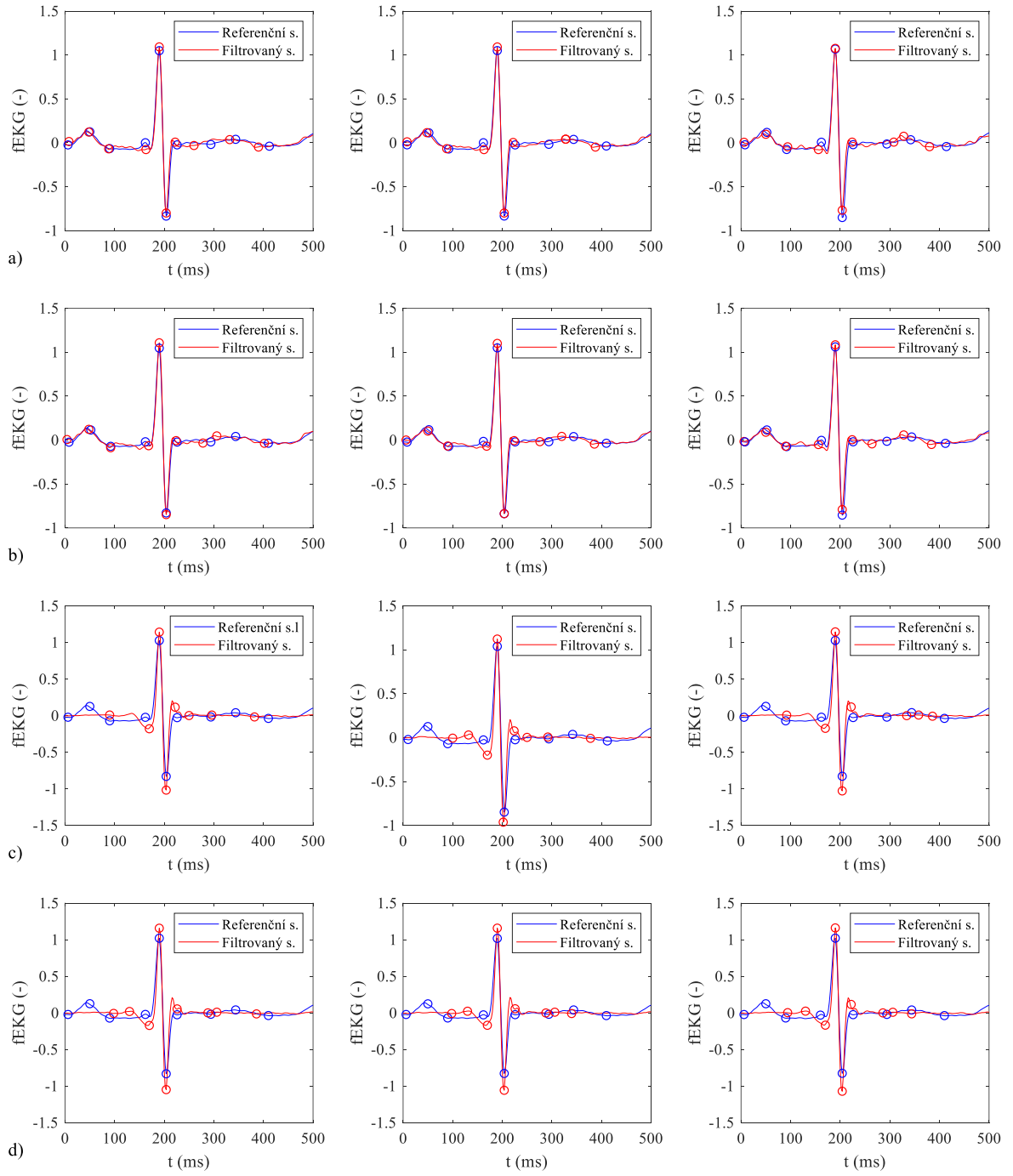


Obr. 92 – Porovnání morfologie a vyznačených parametrů referenčního a filtrovaného signálu r08 pro jednotlivé metody: a) ICA ANFIS, b) ICA-RLS, c) ICA-ANFIS-WT, d) ICA-RLS-WT

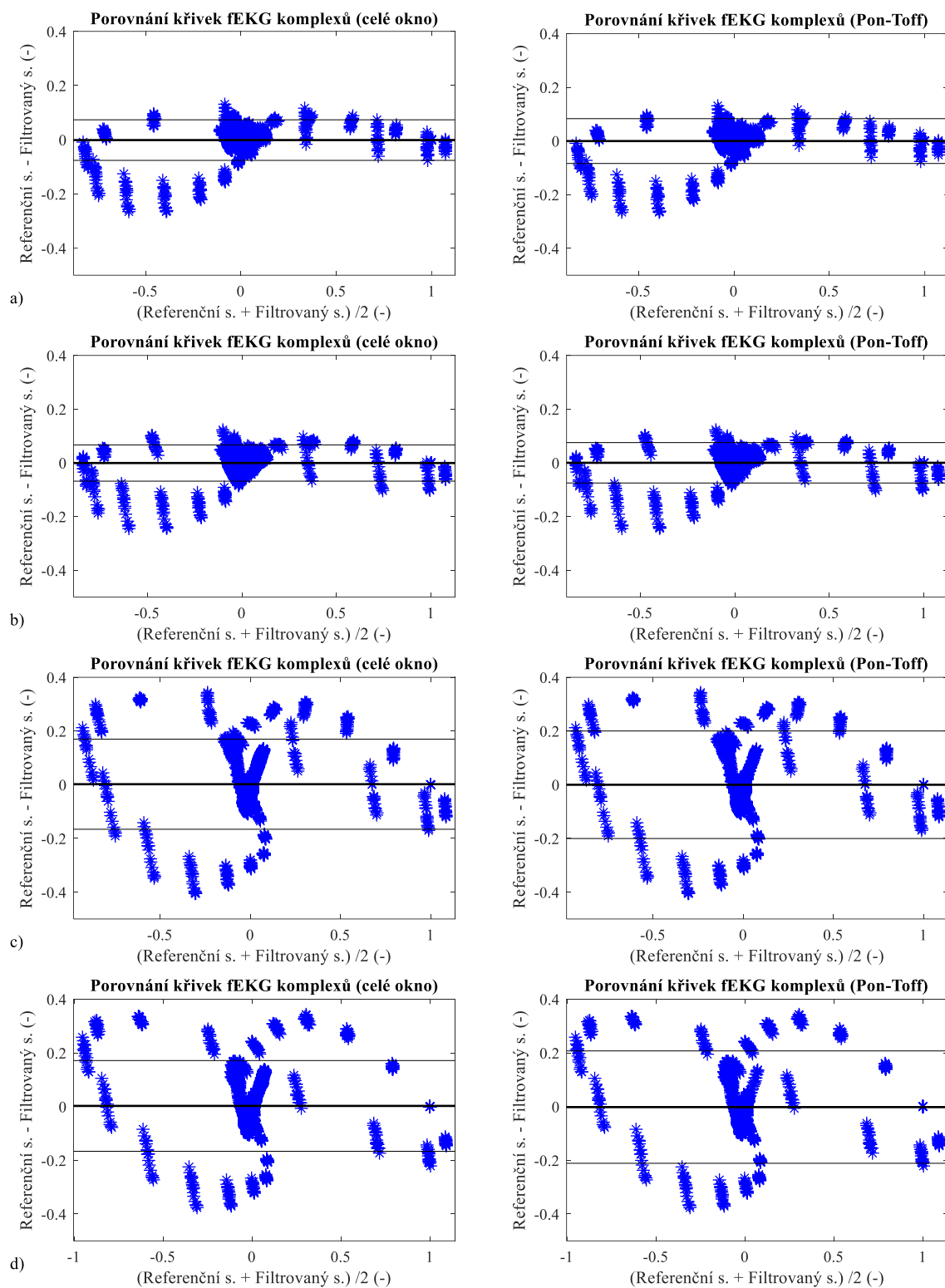


Obr. 93 – Porovnání morfologie referenčního a filtrovaného signálu r08 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS, c) ICA ANFIS WT, d) ICA-RLS-WT

Signál r09



Obr. 94 – Porovnání morfologie a vyznačených parametrů referenčního a filtrovaného signálu r09 pro jednotlivé metody: a) ICA ANFIS, b) ICA-RLS, c) ICA-ANFIS-WT, d) ICA-RLS-WT



Obr. 95 – Porovnání morfologie referenčního a filtrovaného signálu r09 pro jednotlivé metody: a) ICA-ANFIS, b) ICA-RLS, c) ICA ANFIS WT, d) ICA-RLS-WT